

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Yoshiharu ISHIBASHI, et al.

GAU:

SERIAL NO: NEW PATENT APPLICATION

EXAMINER:

FILED: HEREWITH

FOR: ULTRASONIC IRRADIATION APPARATUS

REQUEST FOR PRIORITY

COMMISSIONER FOR PATENTS
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22313

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number , filed , is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date(s) of U.S. Provisional Application(s) is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e): Application No. Date Filed

☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

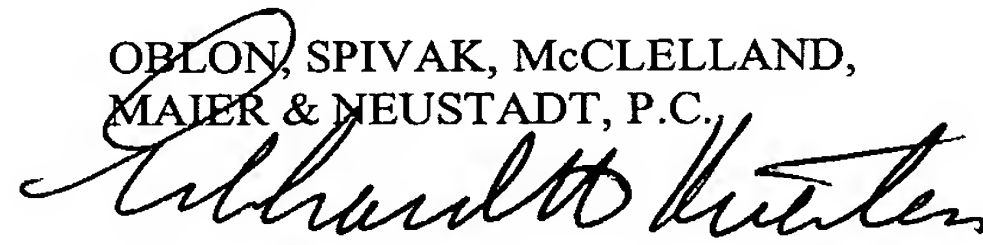
<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
Japan	2002-263062	September 9, 2002
Japan	2002-280590	September 26, 2002
Japan	2002-313673	October 29, 2002

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
- ☐ (B) Application Serial No.(s)
☐ are submitted herewith
☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.



Eckhard H. Kuesters

Registration No. 28,87

Customer Number

22850

Tel. (703) 413-3000
Fax. (703) 413-2220
(OSMMN 05/03)

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 9月26日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-280590

[ST.10/C]:

[JP2002-280590]

出 願 人

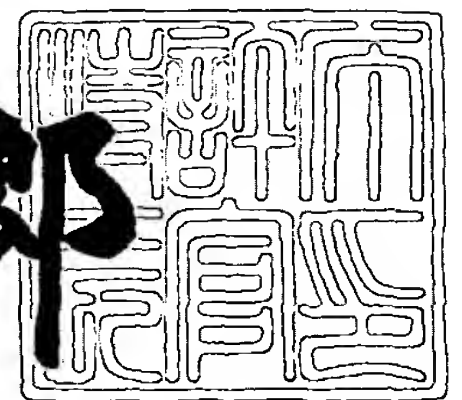
Applicant(s):

株式会社東芝

2003年 4月11日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3025652

【書類名】 特許願

【整理番号】 98B0270051

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61F 7/00
A61B 18/00

【発明の名称】 超音波照射装置

【請求項の数】 14

【発明者】
【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
東芝 那須工場内

【氏名】 石橋 義治

【特許出願人】
【識別番号】 000003078
【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】
【識別番号】 100083161
【弁理士】
【氏名又は名称】 外川 英明
【電話番号】 (03)3457-2512

【手数料の表示】
【予納台帳番号】 010261
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波照射装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の電気音響変換素子を備え、超音波を発生する超音波発生手段と、

前記電気音響変換素子の中から所定の電気音響変換素子を選択し、かつ、この選択を切り換え可能な電気音響変換素子選択手段と、

この電気音響変換素子選択手段によって選択された複数の電気音響変換素子群を駆動する電気音響変換素子駆動手段とを

備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 2】 複数の電気音響変換素子を備え、超音波を発生する超音波発生手段と、

前記電気音響変換素子の中から所定の電気音響変換素子を選択し、かつ、この選択を切り換え可能な電気音響変換素子選択手段と、

この電気音響変換素子選択手段によって選択された複数の電気音響変換素子群を駆動する電気音響変換素子駆動手段と、

前記照射位置を含む被検体断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、

前記超音波画像データを表示する表示手段とを

備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 3】 前記超音波発生手段の電気音響変換素子は、2次元に配列されていることを特徴とする請求項1または2記載の超音波照射装置。

【請求項 4】 前記電気音響変換素子選択手段は、前記電気音響変換素子と接続される複数の第1の電極を配置した第1の電極基板と、前記複数の第1の電極に対して接触可能な位置に複数の第2の電極を配置した移動可能な第2の電極基板を備え、前記複数の第2の電極は所定の形状に共通接続されることを特徴とする請求項1または2記載の超音波照射装置。

【請求項 5】 前記電気音響変換素子選択手段の第1の電極は前記電気音響変換素子の配列に対応して配列され、対応する前記第1の電極と前記電気音響変換素

子は信号線を介して接続されていることを特徴とする請求項 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 6】 前記電気音響変換素子選択手段の第 1 の電極または第 2 の電極の少なくともいずれか一方は導電性の電極ブラシを用いることを特徴とする請求項 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 7】 前記電気音響変換素子選択手段の第 1 の電極は、前記電気音響変換素子の素子数より多くの電極数を有し、前記電気音響変換素子に接続されない第 1 の電極には擬似的な負荷が接続されることを特徴とする請求項 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 8】 前記電気音響変換素子選択手段の第 1 の電極基板と第 2 の電極基板は半径の異なる円筒状の基板から構成され、前記第 1 の電極は半径の小さな円筒基板の外側面に配置され、第 2 の電極は半径の大きな円筒基板の内側面に配置されることを特徴とする請求項 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 9】 前記電気音響素子選択手段は前記超音波発生手段における電気音響変換素子をアニュラレイ状に共通接続することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 10】 前記照射位置移動手段は、前記電気音響変換素子選択手段において対向して配置される第 1 の電極基板と第 2 の電極基板のうち、少なくともいずれか一方を基板面方向にスライドして移動することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 11】 前記電気音響変換素子駆動手段は、前記複数の電気音響変換素子群の駆動信号に対して所定の遅延時間を与える遅延時間設定手段を備えていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 12】 前記超音波画像生成手段はイメージング用の超音波プローブとプローブ回転制御手段を備え、前記プローブ回転制御手段は前記照射位置移動手段によって設定される照射位置情報に基づいて前記超音波プローブを回転制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 13】 照射計画設定手段を更に備え、前記照射位置移動手段は共通接続される電気音響変換素子の位置を前記照射計画設定手段によって予め設定され

る照射軌跡に基づいて所定方向に移動することを特徴とする請求項1または2記載の超音波照射装置。

【請求項14】 腫瘍データ入力手段を更に備え、前記照射計画設定手段は、前記表示手段によって表示される腫瘍画像に基づいて前記腫瘍データ入力手段によって入力される腫瘍情報によって設定されることを特徴とする請求項13記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体に向けて超音波を照射する超音波照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍治療の分野においても最小侵襲治療への積極的な試みが行なわれている。特に悪性腫瘍の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っているが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器が持つ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、生命を長らえたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対してQOL (quality-of-life) を考慮した最小侵襲治療装置の開発が強く望まれており、腫瘍組織に対して強力な超音波を集束させることによって加熱し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。

【0003】

このような超音波治療法においては、直径が5mm～10mmの腫瘍領域全体を一様なエネルギーで加温することが求められているが、従来のような超音波集束技術によれば強力超音波のエネルギーは予め設定される直径2mm～3mmの超音波集束領域に集中して照射されるため、腫瘍領域全体を強力超音波で一様に加温することは困難であった。

【0004】

このような問題点に対して、強力超音波の発生部を例えば2000～3000

個の電気音響変換素子で構成し、これらの変換素子を駆動して強力超音波を照射するための駆動信号の位相を制御することによって、その集束点の位置を電子的に制御する、いわゆるフェーズドアレイ技術の適用は、装置が極めて複雑となるため実現が困難となる。

【0005】

このため、少ない変換素子数と簡単な駆動回路の構成によって、超音波エネルギーを腫瘍の大きさに対応した領域に分散して照射する照射方法が提案されている。この方法では、強力超音波の発生部を例えば4～24個の電気音響変換素子で構成し、これらの変換素子の中から選択された第1の変換素子群に第1の駆動信号を供給し、この駆動信号に対して180度以下の任意の角度の位相差を有する第2の駆動信号を残りの変換素子で構成される第2の変換素子群に供給する。このような駆動方法によって腫瘍領域内に音圧の極大点を複数個形成し、超音波エネルギーを分散させている（例えば、特許文献1参照。）。この方法によれば少ない変換素子数と簡単な駆動回路によって超音波の照射領域を拡張することが可能となる。

【0006】

一方、凹面状の強力超音波発生部を機械的に連続移動させながら強力超音波を照射する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。この方法によれば予め設定された軌道に沿って強力超音波の焦点領域を移動することができるため、腫瘍の大きさや形状に制約されずに移動範囲や移動間隔が任意に設定でき、正確な一様加温が可能となる。

【0007】

【特許文献1】特開2000-166940号公報（第4～7頁、第1～8図）

【0008】

【特許文献2】特開平11-226046号公報（第3～4頁、第1～4図）

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特許文献1に示されている方法によれば、振動素子数が少ないためにその配列間隔が大きいことや、位相が0度と180度以下の任意の角度の

2 段階制御に限定されるために位相合わせの精度が悪い。このため、集束される強力超音波の波面を整えることができず、設定した照射領域以外の部位においても許容できない加温領域（副極大領域）が形成される場合がある。更に、また照射領域内における音圧分布を一様にすることも困難である。

【 0 0 1 0 】

一方、特許文献 2 に示されている方法によれば、照射領域を拡張するために強力超音波発生部を機械的に移動する際に、この強力超音波発生部に一体化して取り付けられるカップリング膜やその中に収納されるカップリング液、更にはモニタ用のイメージング用超音波プローブをも同様に移動する必要がある。このため移動機構が複雑かつ大規模となり操作性に問題がある。また、この方法によって、例えば肝臓癌の治療を行う場合には、強力超音波発生部を移動することにより強力超音波の被検体への入射口が体表近傍の肋骨によって塞がれてしまい、所望の部分に強力超音波の一部が到達しないのみならず、肋骨部位において顕著な発熱を呈する。更に、イメージング用超音波プローブによって送受信される超音波も、この肋骨の影響を受けて超音波画像上において音響陰影や多重反射などが発生するため画質は著しく劣化する。

【 0 0 1 1 】

例えば、図 1 6 (a) に示すように、被検体 1 の肋骨 3 の後方に位置する腫瘍 2 の右端に集束点 9 が形成されるように強力超音波を照射した後、図 1 6 (b) のように同じ腫瘍 2 の左端を照射するために強力超音波発生部 6 を被検体の体表面に沿って水平方向に ΔX 移動させた場合、肋骨 3 に照射される強力超音波は、肋骨表面における音響インピーダンスのミスマッチングのためにその透過が阻害される。即ち、肋骨 3 及びその周囲部の正常組織は強力超音波の照射によって発熱し損傷を受ける。またこの方法では、イメージング用超音波プローブ 5 は強力超音波発生部 6 の中央部に固定されているため、この強力超音波発生部 6 の移動に伴って、その画像領域 8 の内部に肋骨が含まれる場合が多い。このような場合には、イメージング用超音波プローブ 5 から発生した送信超音波は肋骨表面においてその大部分が反射し、この反射波は超音波画像の画質を劣化させる。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は強力な超音波を生体内に照射する際に、装置の構成を複雑にすることなく、所望の領域に対して一様な超音波照射と良質なモニタ用超音波画像の観察が可能な超音波照射装置を提供することにある。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波照射装置は、複数の電気音響変換素子を備え、超音波を発生する超音波発生手段と、前記電気音響変換素子の中から所定の電気音響変換素子を選択し、かつ、この選択を切り換え可能な電気音響変換素子選択手段と、この電気音響変換素子選択手段によって選択された複数の電気音響変換素子群を駆動する電気音響変換素子駆動手段とを備えることを特徴としている。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 2 に係る本発明の超音波照射装置は、複数の電気音響変換素子を備え、超音波を発生する超音波発生手段と、前記電気音響変換素子の中から所定の電気音響変換素子を選択し、かつ、この選択を切り換え可能な電気音響変換素子選択手段と、この電気音響変換素子選択手段によって選択された複数の電気音響変換素子群を駆動する電気音響変換素子駆動手段と、前記照射位置を含む被検体断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像データを表示する表示手段とを備えることを特徴としている。

【 0 0 1 5 】

従って、本発明によれば、電気音響変換素子の選択を順次切り換えることによって、被検体に接近して置かれた超音波発生部から照射される強力超音波の照射位置を容易に移動することができる。このため、所望の領域を照射するための超音波走査を正確かつ容易に行うことが可能な超音波照射装置を提供できる。

【 0 0 1 6 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図 1 ～図 9 を用いて説明する。

【 0 0 1 7 】

この実施の形態で述べる超音波照射装置は、腫瘍を強力な超音波によって加熱、焼灼して治療したり、遺伝子導入効率を高めるための超音波照射併用法の実現を目的として構成されるものであり、その特徴は、生体と接触するアプリケーションの内部に２次元配列した電気音響変換素子の中から予め設定された複数の電気音響変換素子を、このアプリケーションと分離して配置された変換素子選択回路によって選択することにある。

【 0 0 1 8 】

図１～図２を用いて本発明の実施の形態における超音波照射装置の構成を説明する。図１は本実施の形態における超音波照射装置全体の概略構成を示すブロック図であり、図２はこの超音波照射装置の構成要素の１つである超音波発生部の構成を示す。なお、以下では、腫瘍の焼灼に本発明の超音波照射装置を適用した場合の実施の形態について述べるが、遺伝子導入を目的とした場合においても同様の装置構成と手順によって超音波照射を行うことが可能である。

【 0 0 1 9 】

この超音波照射装置は、被検体１に強力な超音波を照射するとともに、この照射領域の超音波照射効果のモニタリングを目的とした画像データを収集するアプリケーション１１と、このアプリケーション１１の内部に２次元に配列された電気音響変換素子の中から所定の変換素子を選択して強力超音波による走査を行なう超音波走査部１２と、この選択された変換素子に対して駆動信号を供給する変換素子駆動部１３と、上記選択された変換素子によって照射される強力超音波によって焼灼される腫瘍２を含む断面を画像化する超音波イメージング装置１４と、アプリケーション１１に回転自在に設けられるイメージング用超音波プローブ２２を回転移動し、超音波画像断面を設定するプローブ回転機構部１５を備えている。

【 0 0 2 0 】

更に、超音波照射装置は超音波イメージング装置１４によって生成される画像データを表示する表示部１６と、患者ＩＤや焼灼条件、更には腫瘍２の形状や大きさなどの情報を入力する操作部１７と、プローブ回転機構部１５及び超音波走査部１２に設けられる選択回路移動機構部３２を制御する機構制御部１８と、以上述べた各ユニットを統括的に制御するシステム制御部１９を備えている。

【0021】

アプリケーション 11 は、強力超音波を照射する超音波発生部 21 と、この照射領域の超音波画像を撮影するためのイメージング用超音波プローブ 22 とを備え、超音波発生部 21 のほぼ中央部に開口した孔部 50 にイメージング用超音波プローブ 22 が挿入されている。この超音波発生部 21 及びイメージング用超音波プローブ 22 の先端部は、例えば脱気水からなるカップリング液 23 によって充填されたアプリケーション 11 の上部に取り付けられている。このアプリケーション 11 の被検体 1 との接触部は、被検体 1 やカップリング液 23 とほぼ等しい音響インピーダンスと可撓性を有する高分子材料を用いたカップリング膜 24 で構成されている。即ち、超音波発生部 21 から照射される強力超音波やイメージング用超音波プローブ 22 によって送受信される画像用の超音波は、被検体 1 とほぼ等しい音響特性を有するカップリング膜 24 やカップリング液 23 を介して被検体 1 に対して効率良く送受信される。

【0022】

超音波発生部 21 は、図 2 (a) に示すように 2 次元に $N \times$ 個配列された電気音響変換素子 41 を備えており、同一平面状において X 方向に P_x 素子、また Y 方向に P_y 素子が夫々間隔 d_x 、 d_y で配列されている。図 2 (b) は図 2 (a) の A-A 断面における超音波発生部 21 の断面図を示す。即ち、圧電セラミックスを用いた電気音響変換素子 41 の第 1 の面 (上面)、及び第 2 の面 (下面) には駆動信号を供給するための電極 42 a、42 b がそれぞれ装着され、電極 42 a は支持台 43 に固定されている。また、他の電極 42 b には強力超音波の照射を効率良く行うための音響マッチング層 44 が設けられ、更に、その表面は保護膜 45 によって覆われている。

【0023】

この $N \times$ 個の電気音響変換素子 41 にそれぞれに装着された電極 42 a は、駆動信号供給のための $N \times$ チャンネルからなる信号線 46 によって後述する変換素子選択回路 31 と接続され、一方、電極 42 b は共通接続されて超音波照射装置の接地端子に接続される。

【0024】

イメージング用超音波プローブ 2 2 は、強力超音波の照射対象である腫瘍 2 に対する超音波発生部 2 1 の正確な照射と、この照射による焼灼効果を超音波画像によってモニタリングするために備えられている。このイメージング用超音波プローブ 2 2 は、通常の超音波診断に用いられているものと同一のものが使用されるが、特に超音波発生部 2 1 による照射の妨げにならないために、小さな超音波送受信面で広い範囲の画像化が可能なセクタ走査用の超音波プローブが好適である。本実施の形態では、電子的に超音波ビームの送受信方向を制御して扇状の画像領域を得るセクタ電子走査型の超音波プローブをイメージング用超音波プローブ 2 2 として用いる。

【 0 0 2 5 】

アプリケーション 1 1 のカップリング液 2 3 の中に配置されるイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部は、例えば 1 次元に M 個配列された微小電気音響変換素子を有し、この図示しない電気音響変換素子は送信時には電気パルスを超音波パルスに変換して被検体 1 に送信し、また、受信時には被検体 1 からの超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。なお、このイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部の構成は図 2 (b) とほぼ同様であるため、詳細な説明は省略する。

【 0 0 2 6 】

超音波走査部 1 2 は、変換素子選択回路 3 1 と、選択回路移動機構部 3 2 とを備えている。変換素子選択回路 3 1 は、超音波発生部 2 1 において 2 次元に配列された N X 個の電気音響変換素子 4 1 の中から所定の電気音響変換素子 4 1 を選択し共通接続するためのスイッチング回路であり、複数の電極端子を有する 1 次側の基板、及び 2 次側の基板が対向して配置され、この 2 枚の基板がスライドすることによって所定のチャンネルに駆動信号が供給される構造になっている。

【 0 0 2 7 】

図 3 (a) は変換素子選択回路 3 1 の具体例を示したものであり、第 1 の基板 5 1 と第 2 の基板 5 2 は対向して配置され、第 1 の基板 5 1 の上面、及び第 2 の基板 5 2 の下面にはそれぞれ間隔 d で 2 次元配列された半球状の第 1 の電極 5 3、及び図 3 (a) においては図示されない第 2 の電極 5 4 が取り付けられている。

。超音波発生部 2 1 の $N \times$ 個の電気音響変換素子 4 1 に接続されている信号線 4 6 は、第 1 の基板 5 1 の下面よりこの第 1 の基板 5 1 を貫通して第 1 の電極 5 3 に接続されている。即ち、2 次元に配列された電気音響変換素子 4 1 の配列と、第 1 の基板 5 1 の第 1 の電極 5 3 の配列順序は対応して信号線 4 6 によって接続されている。

【 0 0 2 8 】

一方、第 2 の基板 5 2 の上面には電気音響変換素子 4 1 の駆動を行なう際に、その選択と共通接続を設定する電極 5 5 が所定の形状を有して形成されている。例えば図 3 (a) に示すような同心円状に配置された 1 つの円型パターンと複数の環型パターンを有した N チャンネルのアニュラアレイ電極 5 5 が形成され、これらの N チャンネルの電極 5 5 は後述する変換素子駆動部 1 3 の N チャンネルの出力端子に接続されている。なお、本実施の形態では説明を簡単にするために図 3 (a) におけるアニュラアレイ電極 5 5 の環型電極数は 2 としたが、実際には 5 ～ 1 5 の環型電極が形成されることが望ましい。

【 0 0 2 9 】

次に、図 3 (b) において図 3 (a) の B - B 断面の一部を示す。変換素子選択回路 3 1 において、第 1 の基板 5 1 と第 2 の基板 5 2 は接近して置かれ、第 2 の基板 5 2 の貫通 V I A などを介してアニュラアレイ電極 5 5 と接続される第 2 の電極 5 4 は、第 1 の基板 5 1 の第 1 の電極 5 3 と接触して導通状態となっている。このような構成の変換素子選択回路 3 1 によって、アニュラアレイ電極 5 5 に供給される電気音響変換素子 4 1 の駆動信号は、所定の第 2 の電極 5 4、第 1 の電極 5 3、及び信号線 4 6 を介して超音波発生部 2 1 の電気音響変換素子 4 1 に供給される。即ち、この変換素子選択回路 3 1 によって、超音波発生部 2 1 の $N \times$ 個の電気音響変換素子 4 1 の中から第 2 の基板 5 2 において形成される N チャンネルのアニュラアレイ電極 5 5 と導通になっている変換素子 4 1 が選択駆動され、超音波発生部 2 1 はアニュラアレイ型の超音波発生部 2 1 として強力超音波を被検体 1 に照射する。

【 0 0 3 0 】

選択回路移動機構部 3 2 は、変換素子選択回路 3 1 の第 2 の基板 5 2 を第 1 の

基板 5 1 に対して基板面に沿って相対的に移動させるための機構部であり、第 2 の基板 5 2 のアニュラアレ電極 5 5 が機械的に移動することによって、超音波発生部 2 1 の電気音響変換素子 4 1 において駆動される変換素子 4 1 の位置も第 2 の基板 5 2 の移動に対応して移動する。なお、第 1 の電極 5 3 と第 2 の電極 5 4 は移動後もその中心位置を常に一致させる必要があるため、第 2 の基板 5 2 の X 方向及び Y 方向の相対移動距離は第 1 の電極 5 3 あるいは第 2 の電極 5 4 の配列間隔 d の整数倍に設定することが望ましい。図 3 (c) は第 1 の基板 5 1 に対して第 2 の基板 5 2 を X 方向に $-d$ だけ移動した場合であり、この移動によって駆動される電気音響変換素子 4 1 は X 方向に $-d \times$ シフトして選択駆動され、強力超音波が照射される。

【0031】

即ち、第 2 の基板 5 2 を第 1 の基板 5 1 に対して相対的に移動することによって、この移動距離や移動方向に対応して電気音響変換素子 4 1 を選択駆動することが可能となる。但し、2 次元に配列された $N \times$ 個の電気音響変換素子 4 1 から N チャンネルのアニュラアレ型変換素子群を選択する場合、図 4 に示すようにモザイク状の変換素子配列となる。なお、図 4 (a) は第 2 の基板 5 2 における 3 チャンネルのアニュラアレ電極 5 5 を、また図 4 (b) はこのとき選択される電気音響変換素子 4 1 を示す。

【0032】

変換素子駆動部 1 3 は、超音波発生部 2 1 より強力超音波を照射するために電気音響変換素子 4 1 に駆動信号を供給する駆動部であり、電気音響変換素子 4 1 の共振周波数に対応した周波数の連続波を発生する CW 発生器 3 3 と、この連続波に所定の遅延時間を与える遅延回路 3 4 と、この連続波を増幅する RF アンプ 3 5 と、この RF アンプ 3 5 の出力信号を電気音響変換素子 4 1 に効率良く供給するためにインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路 3 6 を備えている。但し、アニュラアレ電極 5 5 が N チャンネルの電極から構成される場合には、遅延回路 3 4 や RF アンプ 3 5、更にはマッチング回路 3 6 も N チャンネル備えられ、遅延回路 3 4 では N 種類の遅延時間が設定される。

【0033】

遅延回路 3 4 は、超音波発生部 2 1 の電気音響変換素子 4 1 が照射する強力超音波を所望の領域に集束させるために、N チャンネルの駆動信号に対して所定の遅延時間を与える。但し、この遅延時間はアニュラレイ電極 5 5 の形状や焦点距離によって一義的に決定される。本実施の形態ではアニュラレイ電極 5 5 の形状別に複数の焦点距離に対応する遅延時間情報が、システム制御部 1 9 の図示しない記憶回路にルックアップテーブルとして予め保存されている。

【 0 0 3 4 】

図 5 (a) は 3 つの電極 ($N = 3$) で構成されるアニュラレイ電極 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 に駆動信号を供給する場合の変換素子駆動部 1 3 の回路構成を示したものであり、遅延回路 3 4 - 1 ~ 3 4 - 3 によって電極 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 の駆動信号に与えられる遅延時間を図 5 (b) に示す。即ち、最外周の電極 5 5 - 3 の駆動信号に対して、中心部の電極 5 5 ほどその駆動信号には大きな遅延時間が設定され、この傾向は焦点距離 (F_0) が小さくなるほど顕著となる。この N チャンネルの遅延回路 3 4 - 1 ~ 3 4 - 3 の出力信号は R F アンプ 3 5 - 1 ~ 3 5 - 3 及びマッチング回路 3 6 - 1 ~ 3 6 - 3 を経て、変換素子選択回路 3 1 における第 2 の基板 5 2 のアニュラレイ電極 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 に供給される。

【 0 0 3 5 】

次に、超音波イメージング装置 1 4 の構成につき図 6 を用いて説明する。

【 0 0 3 6 】

超音波イメージング装置 1 4 は、イメージング用超音波プローブ 2 2 から被検体 1 に対して超音波を放射するための駆動信号を生成する超音波送信部 6 1 と、被検体 1 からの受信超音波をイメージング用超音波プローブ 2 2 を介して受信する超音波受信部 6 2 と、この受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部 6 3 と、この画像データを保存する画像データ記憶部 6 4 を備えている。

【 0 0 3 7 】

超音波送信部 6 1 は、レート信号発生器 6 6 と、送信遅延回路 6 7 と、パルサ 6 8 を備えている。レートパルス発生器 6 6 は、被検体 1 に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 6 7 に供給する。送信

遅延回路 6 7 は、M チャンネルの独立な遅延回路から構成され、イメージング用超音波プローブ 2 2 において細い送信超音波ビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、所定の方向に超音波を偏向するための遅延時間をレートパルスに与え、パルサ 6 8 に供給する。パルサ 6 8 は、M チャンネルの独立な駆動回路を有しており、イメージング用超音波プローブ 2 2 に内蔵された電気音響変換素子を駆動し、被検体 1 に超音波を送信するための駆動パルスを生成する。

【 0 0 3 8 】

超音波受信部 6 2 はプリアンプ 6 9 と、受信遅延回路 7 0 と、加算器 7 1 とを備えている。プリアンプ 6 9 は、超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分な S / N を確保する。受信遅延回路 7 0 は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を集束するための集束用遅延時間と、超音波ビームの受信指向性を制御し被検体 1 を走査するための遅延時間をプリアンプ 6 9 の出力に与えた後、加算器 7 1 に送り、加算器 7 1 は M チャンネルの受信信号を加算して 1 つに纏める。

【 0 0 3 9 】

画像データ生成部 6 3 は、対数変換器 7 2 と、包絡線検波器 7 3 と、A / D 変換器 7 4 とを備えている。画像データ生成部 6 3 の入力信号は、対数変換器 7 2 で受信信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に被検体 1 からの受信信号は 8 0 d B 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 2 3 d B 程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器 7 3 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去し、その振幅のみを検出する。A / D 変換器 7 4 は、この包絡線検波器 7 3 の出力信号を A / D 変換し超音波画像データを生成する。

【 0 0 4 0 】

画像データ記憶部 6 4 は、画像データ生成部 6 3 において生成された超音波の画像データを一旦保存する記憶回路であり、超音波の送受信方向を変更しながら得られるデータは順次記憶され、2 次元の画像データを構成する。

【 0 0 4 1 】

プローブ回転機構部 1 5 は、超音波イメージング装置 1 4 によって表示される超音波画像中に、超音波発生部 2 1 によって照射される領域が常に表示されるようにイメージング用超音波プローブ 2 2 を鉛直方向のプローブ軸を回転軸として回転あるいは回動する。

【 0 0 4 2 】

表示部 1 6 は、図示しない表示回路と C R T モニタを備えており、イメージング用超音波プローブ 2 2、及び超音波イメージング装置 1 4 によって得られる超音波画像を表示する。この場合、超音波イメージング装置 1 4 の画像データ記憶部 6 4 に保存される超音波画像データは表示回路において D / A 変換された後、テレビフォーマットに変換され C R T モニタに表示される。更に、この超音波画像上に超音波発生部 2 1 による照射位置や集束超音波のビーム形状などを重畳して表示することも可能である。また、この C R T モニタには操作者が操作部 1 7 の例えばマウスを用いて入力する腫瘍 2 の位置や輪郭線、更にはこの輪郭線を楕円近似等により変換した図形などが表示される。

【 0 0 4 3 】

操作部 1 7 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、操作者が患者情報や、腫瘍の位置及びサイズなどの腫瘍情報や、焼灼間隔あるいは 1 焦点当たりの焼灼時間などの焼灼情報を入力するために用いられる。

【 0 0 4 4 】

機構制御部 1 8 は、プローブ回転機構部 1 5 と、超音波走査部 1 2 の選択回路移動機構部 3 2 を制御する。まず操作部 1 7 から入力される腫瘍 2 の位置や大きさ、更には焼灼間隔などの情報に基づいて設定された移動軌跡に基づいて選択回路移動機構部 3 2 の移動を制御し、更に、選択回路移動機構部 3 2 の移動によって変化する強力超音波の集束点、即ち、照射位置が超音波画像上で常に表示可能となるようにプローブ回転機構部 1 5 を制御する。

【 0 0 4 5 】

システム制御部 1 9 は、図示しない C P U と図示しない記憶回路を備え、操作部 1 7 からのコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統

括して行う。特に、内部のCPUには操作部17を介して送られる操作者の入力コマンドや入力情報が保存される。また、このシステム制御部19は、操作部17から入力される腫瘍2の位置や大きさの情報を読み取り、その外形を例えば楕円近似にて表示部16のCRTモニタ上に表示するとともに、これらの腫瘍情報に基づいて最適な焼灼軌跡の設定などを行う。また、この焼灼軌跡と焼灼間隔、更には1焦点当たりの焼灼時間から腫瘍全体の焼灼に要する時間を算出しCRTモニタ上に表示する。

【0046】

次に、本実施の形態における超音波イメージング装置14によるモニタ用超音波画像データの生成と強力超音波の照射手順を図1～図9を用いて説明する。但し、図7はこの照射手順を示すフローチャートである。

【0047】

操作者は、まず操作部17より強力超音波の大きさや1焦点当たりの焼灼時間などの焼灼条件を設定し、これらの情報をシステム制御部19の記憶回路に保存する（ステップS1）。次いで、操作者は被検体1の腫瘍観察に対して適当と思われる位置にイメージング用超音波プローブ22が設置されるようにアプリケーション11の位置を設定する（ステップS2）。但し、実際には超音波イメージング装置14を動作状態に切り換え、このとき得られる超音波画像を観測しながらアプリケーション11の位置を調節してもよい。

【0048】

この超音波イメージング装置14による画像生成について図6を用いて説明する。超音波の被検体1への送信に際して、まず超音波送信部61のレートパルス発生器66は、システム制御部19からの制御信号に従い、被検体1に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路67に供給する。送信遅延回路67は、送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、所定の方向($\theta 1$)に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ68に供給する。パルサ68は、イメージング超音波プローブ22に内蔵されている電気音響変換素子を駆動し、被検体1に超音波パルスを放射する。

【 0 0 4 9 】

被検体 1 に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体 1 の臓器間の境界面あるいは組織にて反射し、この超音波は送信時と同じ電気音響変換素子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号はプリアンプ 6 9 にて増幅され、受信遅延回路 7 0 に送られる。受信遅延回路 7 0 は、所定の深さからの超音波を集束して受信するための遅延時間と、所定の方向 ($\theta 1$) に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、加算器 7 1 へ送る。加算器 7 1 は、プリアンプ 6 9、受信遅延回路 7 0 を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、画像データ生成部 6 3 へ供給する。

【 0 0 5 0 】

加算器 7 1 の出力は、画像データ生成部 6 3 において、対数変換、包絡線検波、A/D 変換がなされた後、画像データ記憶部 6 4 に一旦保存される。

【 0 0 5 1 】

次に、超音波の送受信方向を $\Delta \theta$ ずつ順次更新させながら上記と同様な手順で超音波の送受信を行なう。即ち、システム制御部 1 9 は、送信遅延回路 6 7 及び受信遅延回路 7 0 の遅延時間を上記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、画像データを収集する。

【 0 0 5 2 】

システム制御部 1 9 は、上記手順によって得られる画像データを画像データ記憶部 6 4 に順次保存し、所定の範囲の走査が終了した時点で1枚分の画像データを表示部 1 6 において表示する。

【 0 0 5 3 】

操作者は、表示部 1 6 の例えば C R T モニタ上に表示された被検体 1 の超音波画像を観察し、強力超音波の照射対象である腫瘍 2 がイメージング用超音波プローブ 2 2 のほぼ直下に位置するようにアプリケーション 1 1 の位置を調節する（ステップ S 3）。図 8 は、このとき表示部 1 6 の C R T モニタ上に表示される超音波画像について示す。この場合、イメージング用超音波プローブ 2 2 の電気音響変換素子は、例えば図 2 (a) あるいは図 3 (a) にて示した X 方向に 1 次元配列

されるように初期設定され、従って、最初に表示される超音波画像は図8(a)に示すようにX-Z平面において得られる。

【0054】

操作者は、この最初の超音波画像に表示されている腫瘍2に対して操作部17のマウスを用いて腫瘍像の輪郭を描く(ステップS4)。システム制御部19のCPUは、入力された腫瘍輪郭情報に基づいて例えば楕円近似を行い、更に、この楕円情報に対してイメージング用超音波プローブ22の先端部を座標の基準 g ($X=0$, $Y=0$, $Z=0$)とした場合の楕円の中心位置 g (X_0 , 0 , Z_0)と、この楕円のX方向の最大径(W_x)、及びZ方向の最大径(W_z)を算出してシステム制御部19の記憶回路に保存する。

【0055】

次に、操作者は操作部17において超音波画像断面の変更指示を入力することによって、システム制御部19はこの変更指示信号を機構制御部18に送り、機構制御部18は、この指示信号に基づいてプローブ回転機構部15に回転制御信号を供給して、イメージング用超音波プローブ22をZ軸の周りに90度回転させる。従って、CRTモニタ上には図8(b)に示すようなY-Z平面内における第2の超音波画像が表示される。

【0056】

操作者は、この第2の超音波画像に対しても最初の超音波画像の場合と同様にして、操作部17のマウスを用いて腫瘍像の輪郭を入力し、システム制御部19のCPUは、この輪郭情報に基づいて楕円近似を行った後に、この楕円情報から楕円の中心位置 g (0 , Y_0 , Z_0)と、この楕円のY方向の最大径(W_y)及びZ方向の最大径(W_z')を算出してシステム制御部19の記憶回路に保存する。なお、 $W_z \neq W_z'$ の場合にはいずれか一方を選択してもよいが、加算平均値によって求められた値を新たに設定してもよい。

【0057】

システム制御部19は、上記の計測によって得られた腫瘍2の中心位置、及び大きさの情報に基づいて、この腫瘍2を均一に焼灼するために超音波発生部21から照射される強力超音波の焦点の3次元的な移動範囲とその移動軌跡を設定す

る（ステップS5）。

【0058】

以上のようにして、超音波発生部21による腫瘍2の照射計画、即ち強力超音波の焦点の移動範囲と移動軌跡が決定したならば、操作者は操作部17より照射開始コマンドを入力する。このコマンド入力を読み取ったシステム制御部19は、照射計画にて設定された最初の照射位置 $g(X1, Y1, Z1)$ において、超音波発生部21による強力超音波の集束点が形成されるように変換素子駆動部13における遅延回路34の遅延時間を設定する。即ち、システム制御部19は、記憶回路のルックアップテーブルから焦点距離が $Z1$ におけるN種類の遅延時間情報を読み出し、この情報に基づいて遅延回路34の遅延時間を設定する。

【0059】

次いで、システム制御部19は、変換素子選択回路31においてアニュラレイ電極55の中心 $g'(0, 0)$ を $g'(X1', Y1')$ に移動させるために、機構制御部18を介して選択回路移動機構部32に移動制御信号を供給する。なお、上記の第2の基板52の基準点 $g'(0, 0)$ はアプリケーション11において設定した基準座標、即ち、イメージング用超音波プローブ22の先端部の座標 $g(0, 0, 0)$ と対応しており、超音波発生部21において2次元に配列されている電気音響変換素子41の配列中心とも一致している。また、上記アニュラレイ電極55の移動後の中心位置 $g(X1', Y1')$ は最初の照射位置 $g(X1, Y1, Z1)$ のX座標及びY座標に対応している（ステップS6）。

【0060】

更に、システム制御部19は、上記照射位置 $g(X1, Y1, Z1)$ の情報に基づいた回転制御信号を、機構制御部18を介してプローブ回転機構部15に供給し、この照射位置がイメージング用超音波プローブ22によって得られる超音波画像面に一致するように所定の角度だけ回転させる（ステップS7）。

【0061】

システム制御部19により最初の照射位置における電気音響変換素子41の選択と、この照射位置に照射される強力超音波の遅延時間設定と、この照射位置を画像化するためのイメージング用超音波プローブ22の回転角度設定が完了した

ならば、システム制御部 19 は、変換素子駆動部 13 の CW 発生器 33 に対して所定周波数の連続波を発生させる。この連続波は N チャンネルから構成される遅延回路 34 において強力超音波を集束するための遅延時間が与えられ、RF アンプ 35 及びマッチング回路 36 を経て、変換素子選択回路 31 の第 2 の基板 52 におけるアニュラアレイ電極 55 に供給される。

【0062】

アニュラアレイ電極 55 に供給された連続波は、同じ第 2 の基板 52 の裏面に形成された第 2 の電極 54、更には第 1 の基板 51 上に形成された第 1 の電極 53 と、この第 1 の電極 53 に接続された信号線 46 を経て超音波発生部 21 の所定の電気音響変換素子 41 に供給される。この連続波の駆動によって電気音響変換素子 41 から照射される強力超音波は、照射計画にて設定された最初の照射位置 $g(X1, Y1, Z1)$ に集束し、この位置の腫瘍組織を焼灼する（ステップ S8）。

【0063】

一方、超音波発生部 21 によって腫瘍組織が焼灼される状況はイメージング用超音波プローブ 22 及び超音波イメージング装置 14 によって超音波画像データとして収集され、システム制御部 19 はこのとき得られる画像データを表示部 16 において表示する。

【0064】

最初の照射位置 $g(X1, Y1, Z1)$ への強力超音波の照射が予め設定された時間行われた後、照射計画に従って第 2 の照射位置 $g(X2, Y2, Z2)$ 、更には第 3 以降の照射位置に対しても同様の手順によって強力超音波の照射を行なわれる。また、超音波画像上にこれらの焼灼部位が表示されるように、イメージング用超音波プローブ 22 は回転制御されるため、強力超音波の焼灼によって生ずる腫瘍組織の変性の状態は表示部 16 において常時、リアルタイム超音波画像として観測することが可能である（ステップ S9）。

【0065】

図 9 は強力超音波による照射位置の移動方法の具体例を示したものであり、直線状の移動方法と円弧状の移動方法を図 9 (a)、及び図 9 (b) に示す。照射

位置の移動方法はこれらの方法に限定されないが、照射位置の移動に伴って回転移動するイメージング用超音波プローブ22を考慮して設定することが望ましい。

【0066】

次に、本発明の実施の形態における変換素子選択回路31の変形例について図10～図12を用いて説明する。上記の本実施の形態においては、超音波発生部21の電気音響変換素子41の配列幅に余裕がある場合について述べてきた。

【0067】

例えば図10(a-1)、及び図10(a-2)に示すように、超音波走査部12におけるアニュラレイ電極55の機械的移動に基づいて、超音波発生部21の電気音響変換素子41を腫瘍2の大きさによって決定される範囲内において中央部から端部に X_h だけシフトして選択する場合、電気音響変換素子41の配列幅に余裕があるならば、図10(a-1)の中央部と同様なアニュラレイ型の選択が図10(a-2)の端部においても可能となり、従って、強力超音波も同様な集束特性が得られる。

【0068】

しかしながら、既に述べたように肝臓癌の治療を行う場合などでは、被検体1へ照射される強力超音波の一部が肋骨に照射されることを避けるために、図10(b-1)に示すように、中央部に強力超音波を照射する場合の電気音響変換素子41の選択において余裕をもたせることができない。このため本変形例においては、図10(a-2)の場合と同様に電気音響変換素子41の選択位置を X_h だけ端部にシフトする場合、図10(b-2)に示すように端部が欠けた非対称な選択方法を適用する。

【0069】

図11(a-1)及び図11(a-2)に、本変形例に示した電気音響変換素子41の選択方法における中心部の照射と端部の照射における音圧の2次元分布を、また、これらの2次元分布のC-C、C'-C'における音圧値を図11(b-1)及び図11(b-2)に示す。図11に示すように電気音響変換素子41におけるアニュラレイパターンの右端が欠けることにより、本来の集束点に

発生する音圧ピーク点（主極大）の他に第2の音圧ピーク点（副極大）が発生する。但し、この副極大と主極大の差は一般に10 dB以上であれば大きな問題とはならない。因みに最大外径120 mmのアニュラレイ駆動を用いた直径10 mmの腫瘍2の焼灼において、 $Xh = 5 \text{ mm}$ とした場合に発生する副極大は上記許容値を十分満足させることができる。

【0070】

図12は本変形例における変換素子選択回路31の構成を示したものであり、図12(a)は第1の基板51と第2の基板52の位置関係を示し、この図におけるD-Dの断面を図12(b)に示す。例えば第1の基板51にはアニュラレイ電極55の最大径とほぼ等しい長さを一辺にもつ正方形の第2の基板52にほぼ等しい大きさの有効領域81と、この有効領域81の周囲においてアニュラレイ電極55の最大移動距離 Xh を幅にもつ無効領域82が設定される。そして、有効領域81の第1の電極53は信号線46を介して電気音響変換素子41に接続され、一方、無効領域82の第1の電極53には電気音響変換素子41とほぼ同等なインピーダンス特性を有する擬似変換素子83に接続される。

【0071】

例えば、アニュラレイ電極55の中心が右側に距離 Xh だけ移動した場合、第2の電極54、更には第1の電極53を介してアニュラレイ電極55の右端部に接続される電気音響変換素子41は存在しなくなり、代わりに電気音響変換素子41とほぼ等しいインピーダンスの擬似変換素子83が接続されるため、変換素子駆動部13の負荷の変動を抑え、インピーダンスマッチングを維持することができる。

【0072】

以上述べた本実施の形態によれば、被検体1に直接接触するアプリケータ11に対し超音波走査部12は分離して構成され、この超音波走査部12においてアニュラレイ電極55を所望の方向に機械的移動させることによって、アプリケータ11の超音波発生部21から照射される強力超音波の照射位置を移動させることができる。従って、比較的簡単な回路構成により照射位置の制御が可能となる。特に、超音波発生部21を肋間に固定したまま照射位置を制御することが可能

となるため、肋骨の後方に位置する腫瘍 2 に対する照射も容易に行うことが可能となる。また、治療の初期段階におけるアプリケータ 1 1 と腫瘍位置との位置の微小なズレは超音波走査部 1 2 の操作によって容易に補正できるため、操作性においても大幅に改善される。更にモニタ用のイメージング用超音波プローブ 2 2 はアニュラレイ電極 5 5 の移動にかかわらず常にアプリケータ 1 1 のほぼ中央部に配置されているため肋骨等に起因して生ずる画質劣化を防ぐことができる。

【 0 0 7 3 】

なお、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、図 3 に示した超音波走査部 1 2 の変換素子選択回路 3 1 では、第 1 の基板 5 1 と第 2 の基板 5 2 にいずれも半球状の形状をした第 1 の電極 5 3 と第 2 の電極 5 4 を対向して配置したが、この形状に限定されるものではなく、例えば図 1 3 に示すように第 1 の基板 5 1 には図 3 と同様の半球状の第 1 の電極 5 3 を配置し、第 2 の基板 5 2 には導電性の電極ブラシ 8 5 を第 1 の電極 5 3 に対向して配置する方法であってもよい。またこのとき、半球状の電極が第 2 の基板 5 2 に、また電極ブラシ 8 5 が第 1 の基板 5 1 に装着されても構わない。

【 0 0 7 4 】

また、図 3 において変換素子選択回路 3 1 の第 1 の基板 5 1、及び第 2 の基板 5 2 は平板の場合について示したが曲面であってもよい。例えば図 1 4 に示すように第 1 の基板 5 1 と第 2 の基板 5 2 は半径の異なるそれぞれの円筒の側面として形成されてもよい。この場合、それぞれの円筒軸を一致させ、第 2 の基板 5 2 は第 1 の基板 5 1 を覆うように配置する。この第 2 の基板 5 2 に接続される選択回路移動機構部 3 2 によって、所定の第 1 の電極 5 3 と第 2 の電極 5 4 が接触し駆動信号が超音波発生部 2 1 に供給される。

【 0 0 7 5 】

更に、第 2 の基板 5 2 において形成される電極パターンはアニュラレイパターンに限定されない。例えば、図 1 5 に示すような多角形のリングから構成されていてもよく、更にリングの形状でなくともよい。

【 0 0 7 6 】

一方図 1、及び図 2 に示した超音波発生部 2 1 の電気音響変換素子 4 1 は同一平面上に配置される場合について示したが、曲面上に配置してもよい。特に被検体 1 に対して凹面となる支持台 4 3 に配置することによって強力超音波の集束効率を向上させることができる。

【 0 0 7 7 】

また、本発明の実施の形態においては、腫瘍 2 の輪郭を楕円近似する方法について述べたが、この方法についても限定されるものではなく、他の形状に設定してもよい。

【 0 0 7 8 】

更に、上記の実施の形態に於いては、アプリケーションと分離して変換素子選択回路を設けたが、この方法に限定されるものではなく、アプリケーション内部に変換素子選択回路を組み込んでもよい。例えば、電気音響変換素子の直上に電極を作成して変換素子選択回路を設けることもできる。なお、上記の場合で、超音波イメージングプローブ等がアプリケーションと一体構成されている場合には、イメージングプローブと干渉しないように変換素子選択回路の移動範囲を調節することが必要になる。

【 0 0 7 9 】

【発明の効果】

以上述べたように本発明によれば、電気音響変換素子の選択を切り換えることによって、被検体に接近して置かれた超音波発生部から照射される強力超音波の照射位置を容易に移動することができる。このため、所望の領域を照射するための強力超音波走査を正確、かつ容易に行うことが可能な超音波照射装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施の形態における超音波照射装置全体の概略構成を示すブロック。

【図 2】 本発明の実施の形態における超音波発生部の構成を示す図。

【図 3】 本発明の実施の形態における変換素子選択回路の構成を示す図。

【図 4】 本発明の実施の形態における電気音響変換素子の選択例を示す図。

【図 5】 本発明の実施の形態における変換素子駆動部の回路構成を示す図。

【図 6】 本発明の実施の形態における超音波イメージング装置のブロック図。

【図 7】 本発明の実施の形態における超音波照射手順を示すフローチャート。

【図 8】 本発明の実施の形態における腫瘍輪郭設定時の超音波画像を示す図。

【図 9】 本発明の実施の形態における強力超音波による照射位置の移動方法を示す図。

【図 1 0】 本発明の実施の形態の変形例における強力超音波用の電気音響変換素子の選択方法を示す図。

【図 1 1】 本発明の実施の形態の変形例における音圧分布を示す図。

【図 1 2】 本発明の実施の形態の変形例における変換素子選択回路の構成を示す図。

【図 1 3】 本発明の実施の形態における変換素子選択回路の第 2 の変形例を示す図。

【図 1 4】 本発明の実施の形態における変換素子選択回路の第 3 の変形例を示す図。

【図 1 5】 本発明の実施の形態におけるアニュラアレイ電極の変形例を示す図。

【図 1 6】 従来の超音波照射装置を示す図。

【符号の説明】

- 1 1 … アプリケータ
- 1 2 … 超音波走査部
- 1 3 … 変換素子駆動部
- 1 4 … 超音波イメージング装置
- 1 5 … プローブ回転機構部
- 1 6 … 表示部
- 1 7 … 操作部
- 1 8 … 機構制御部
- 1 9 … システム制御部
- 2 1 … 超音波発生部

2 2 … イメージング用超音波プローブ

2 3 … カップリング液

2 4 … カップリング膜

3 1 … 変換素子選択回路

3 2 … 選択回路移動機構部

3 3 … C W 発生器

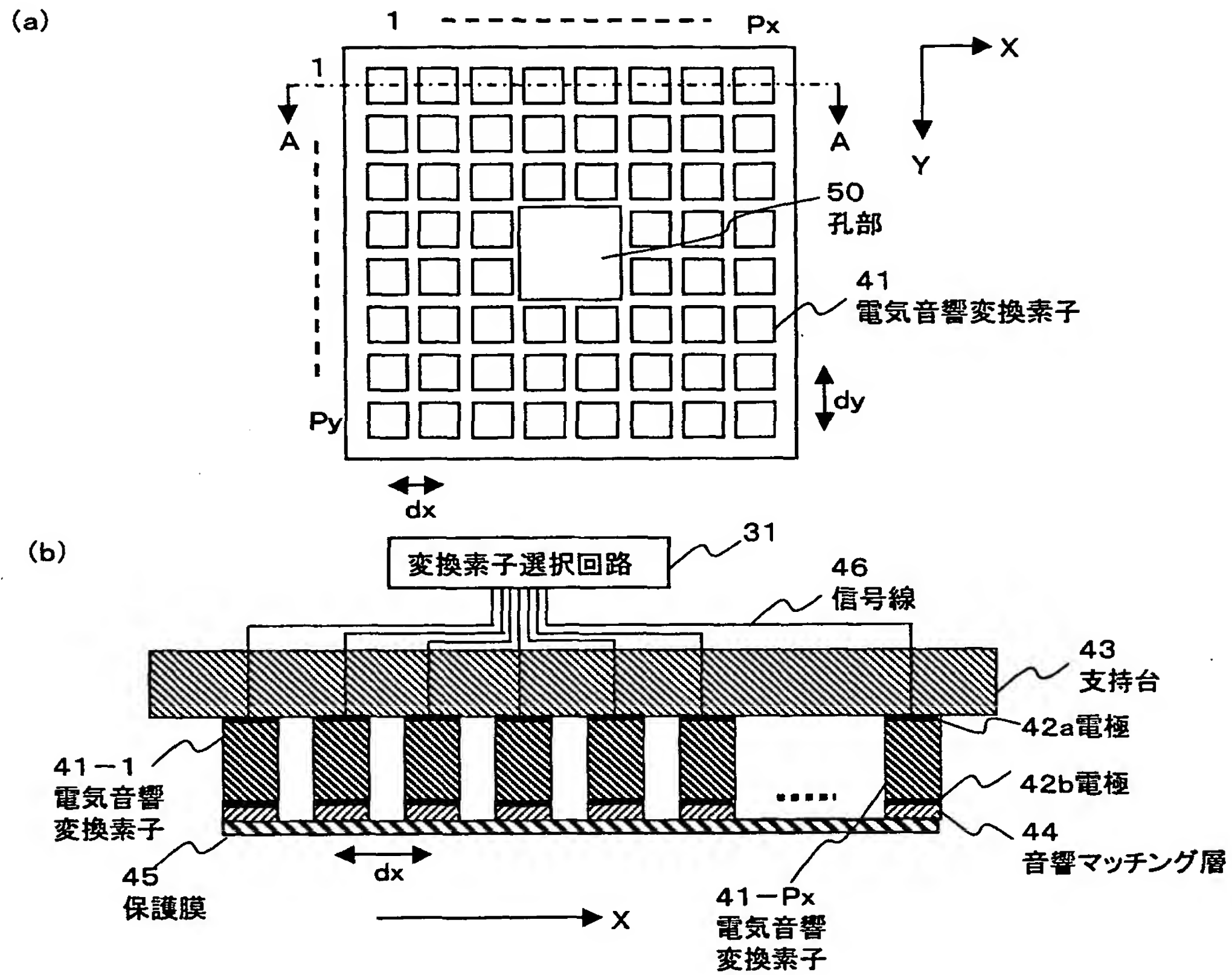
3 4 … 遅延回路

3 5 … R F アンプ

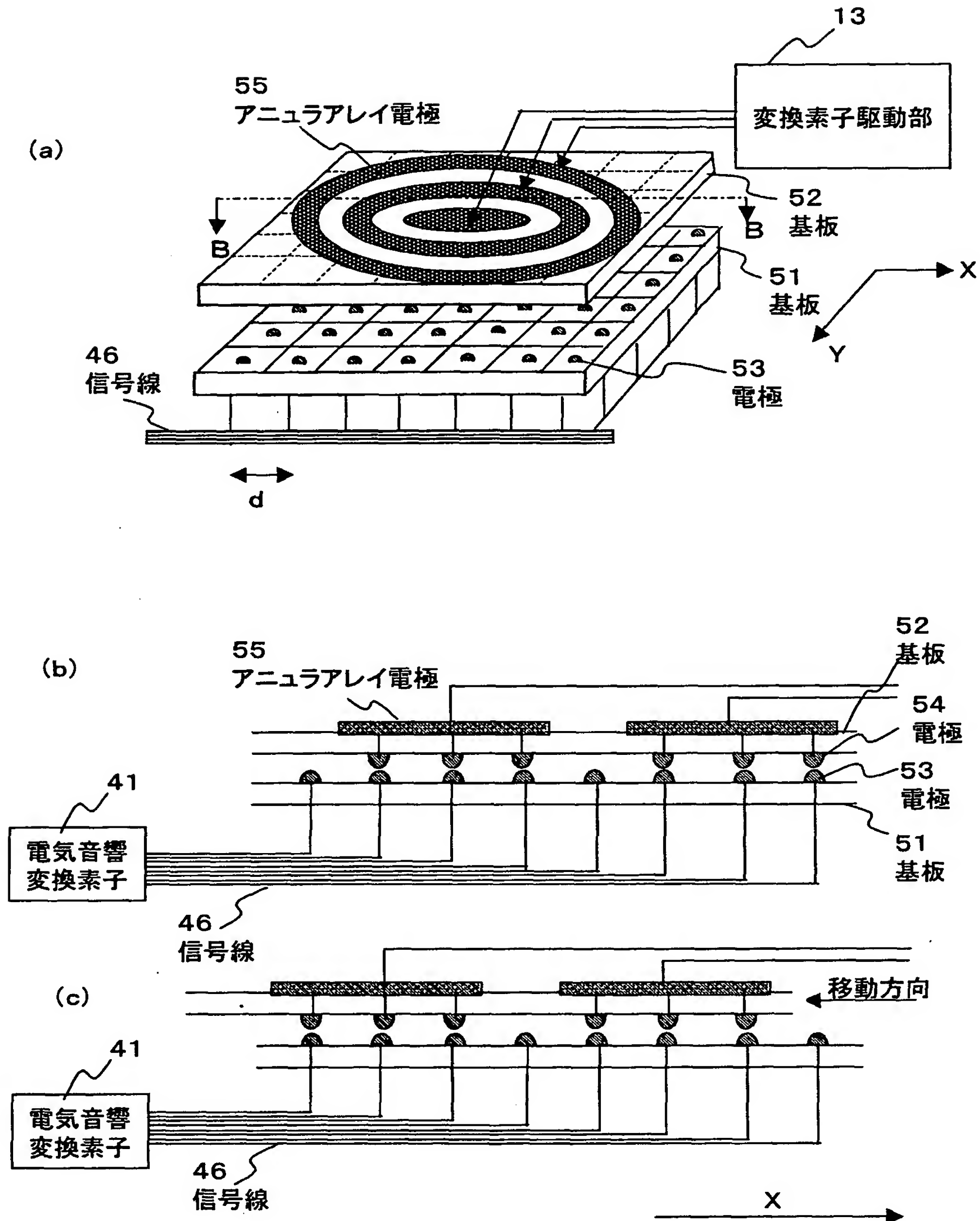
3 6 … マッチング回路

5 0 … 孔部

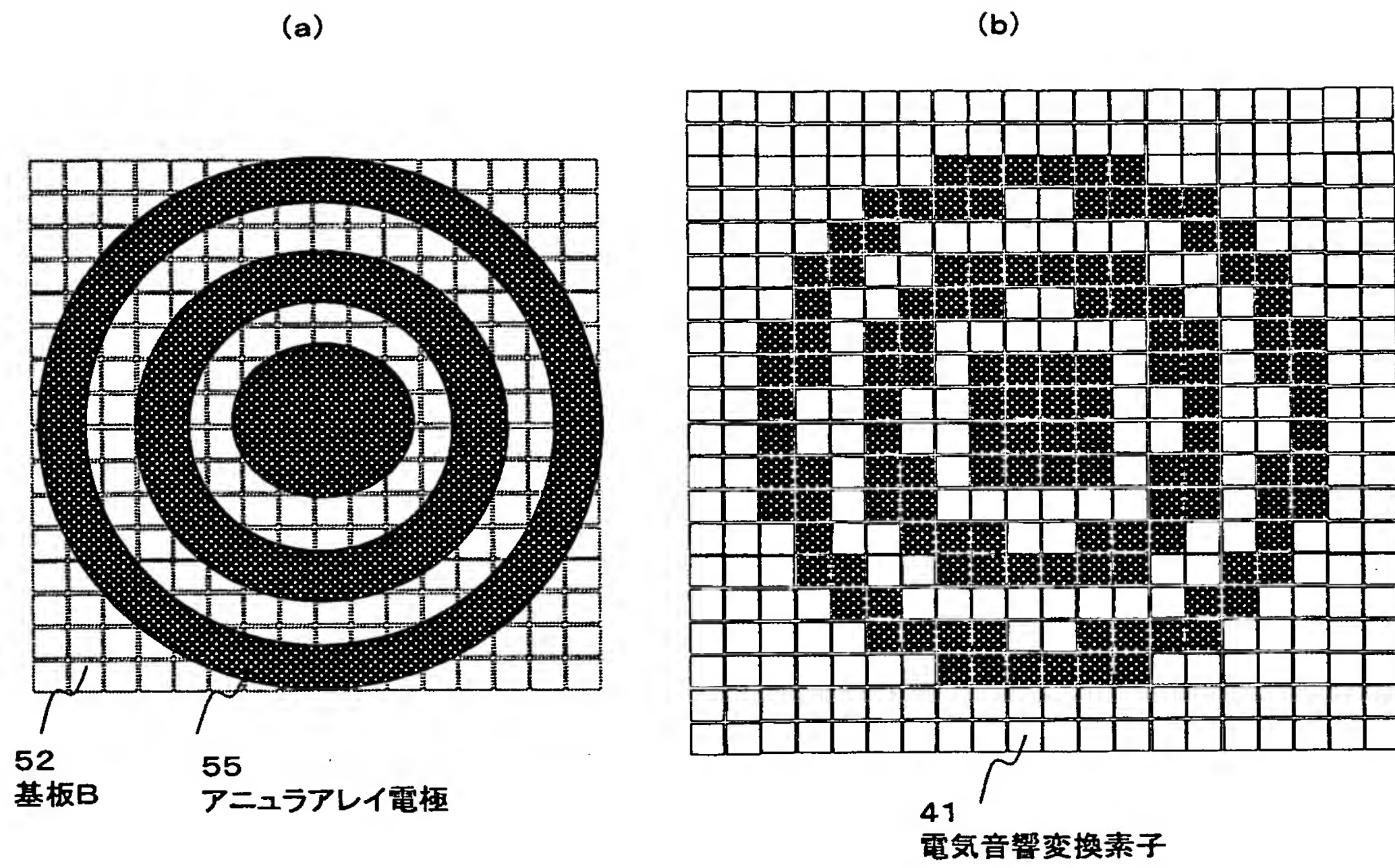
【図 2】



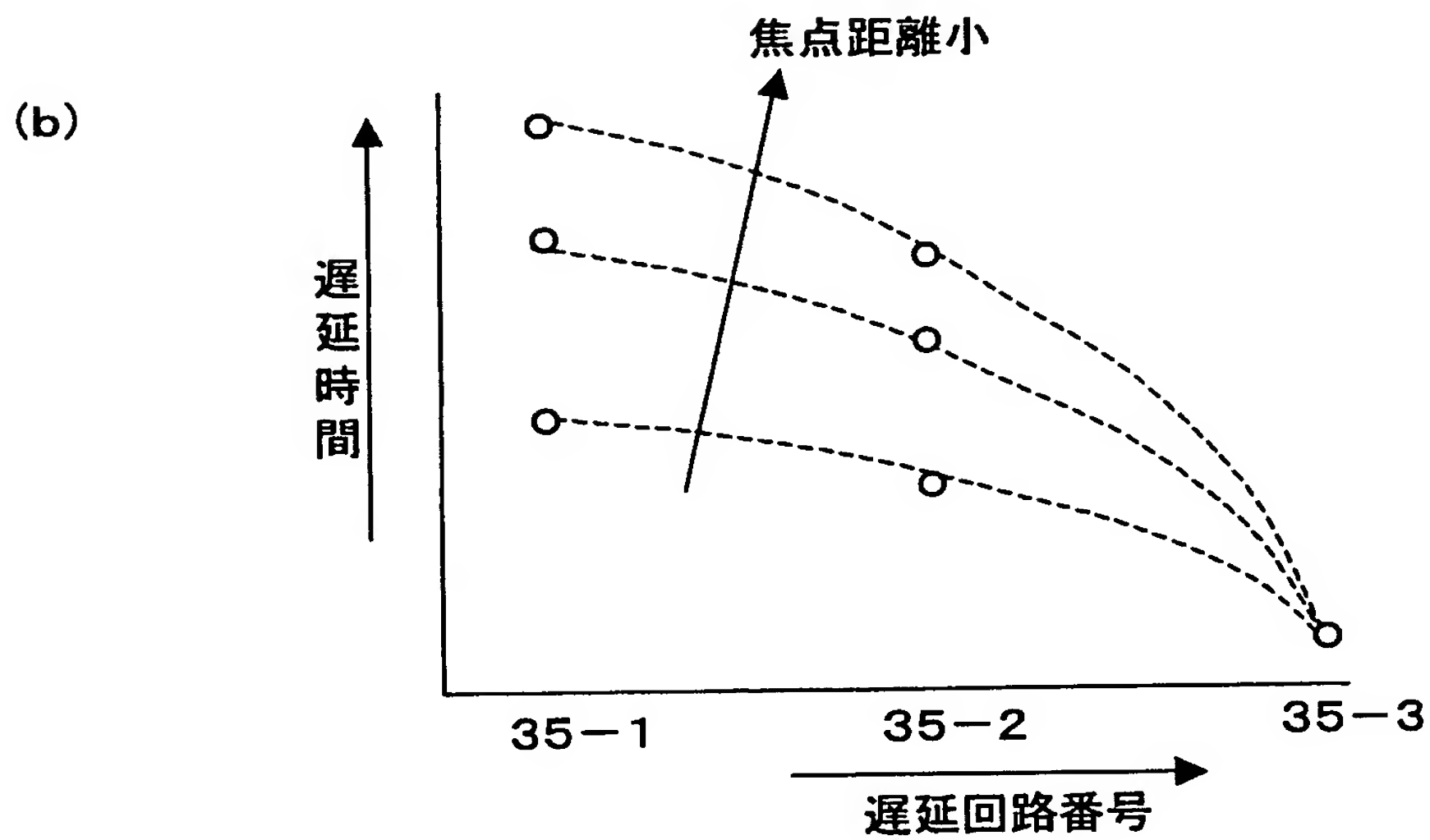
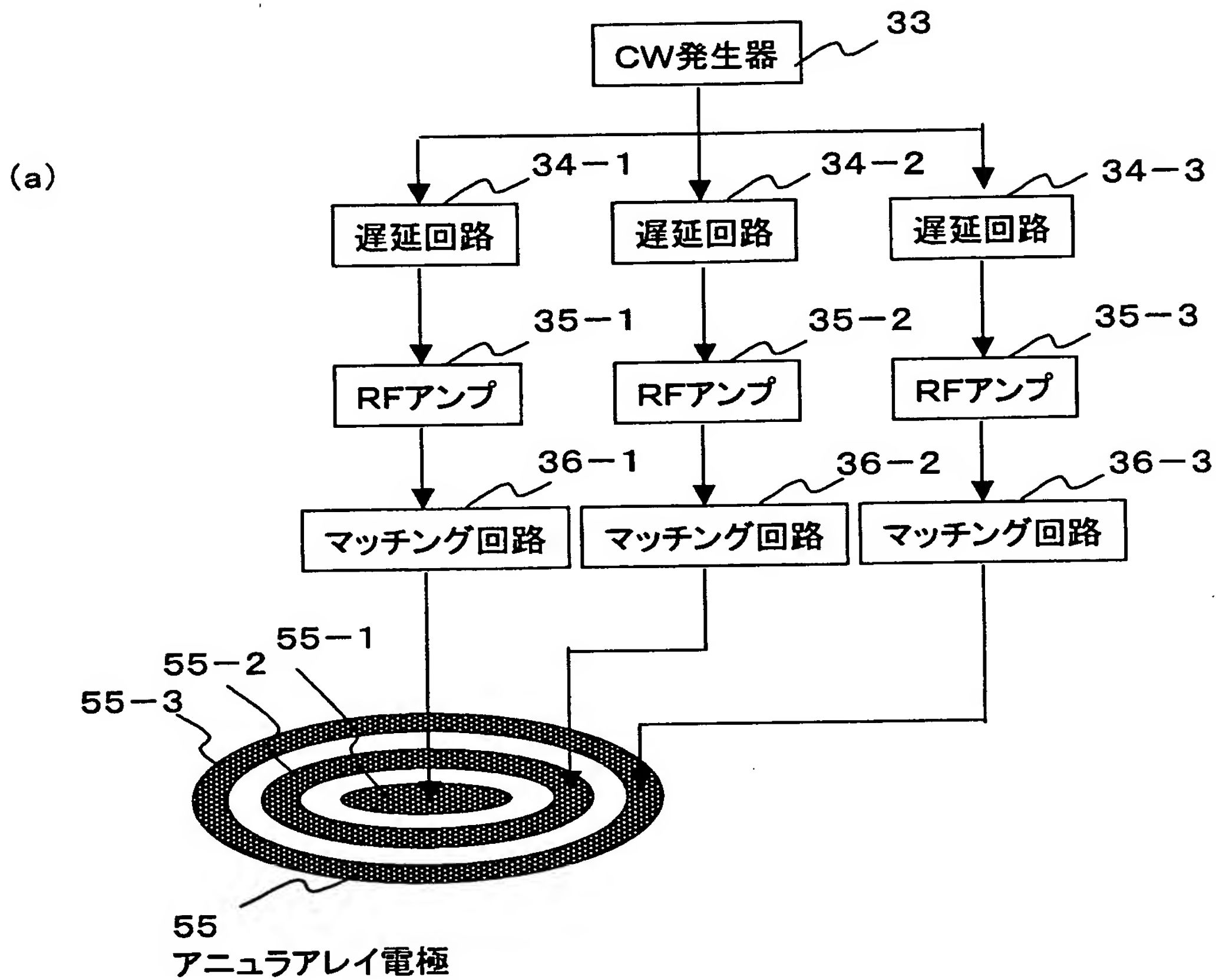
【図3】



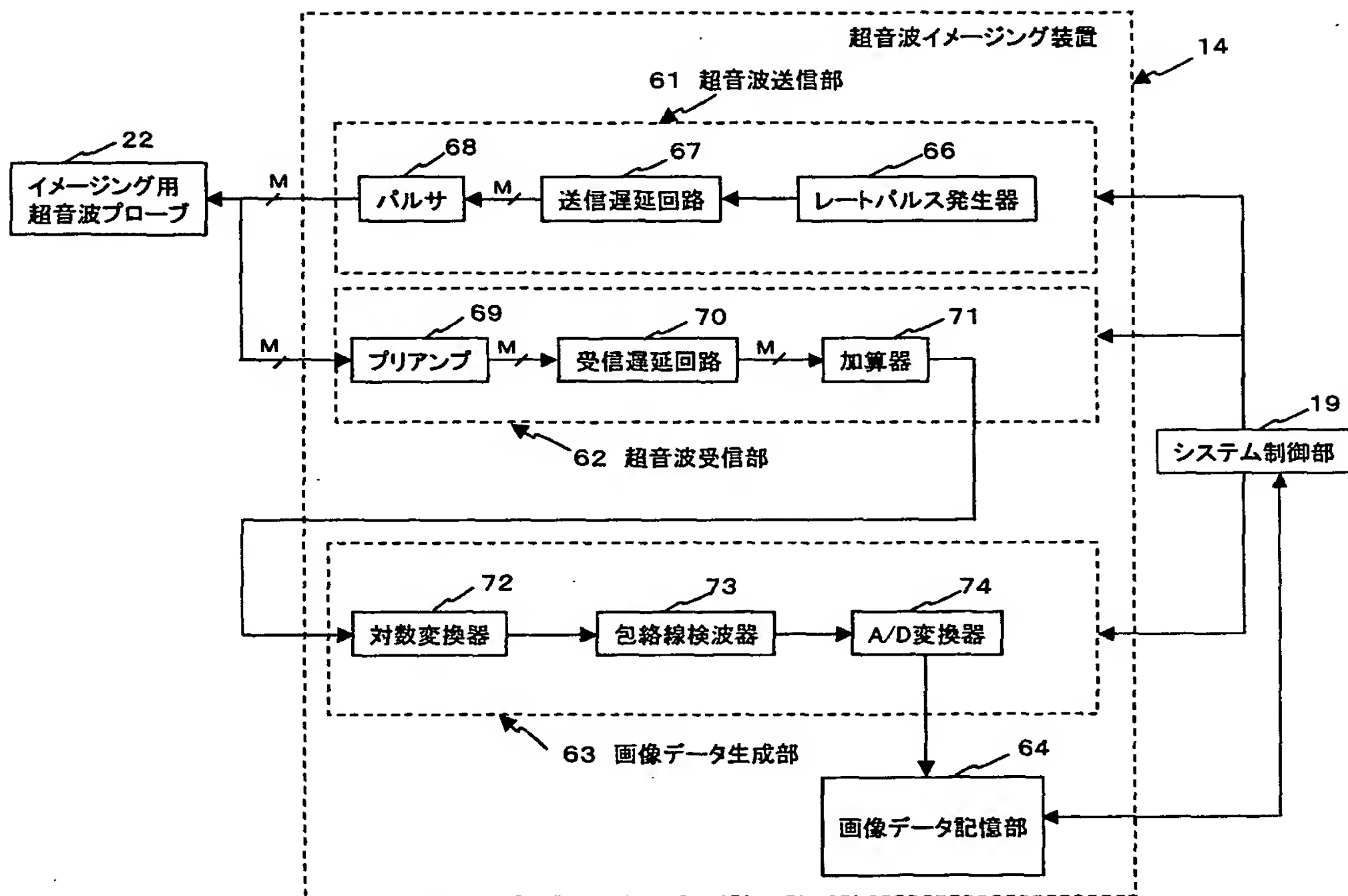
【図 4】



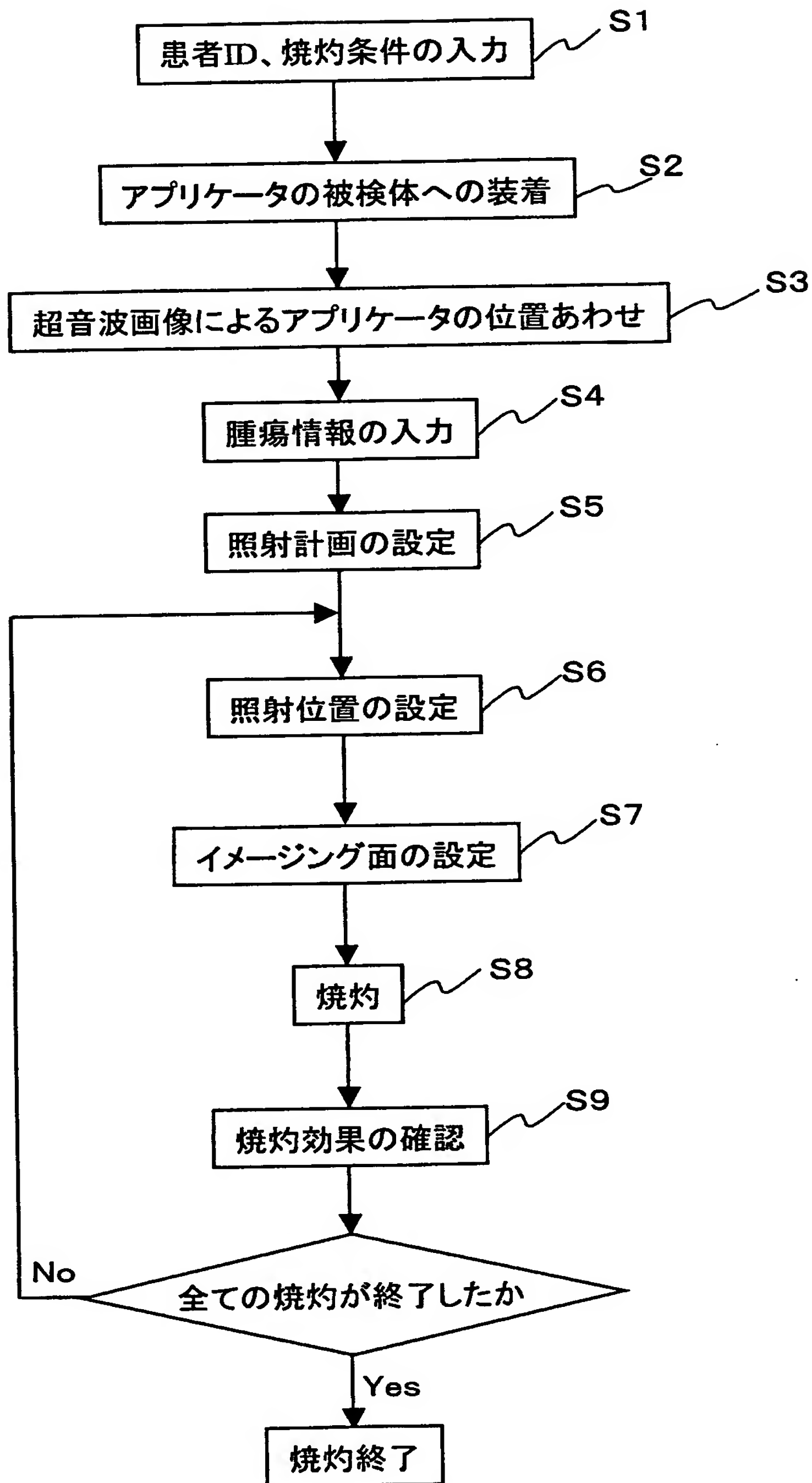
【図 5】



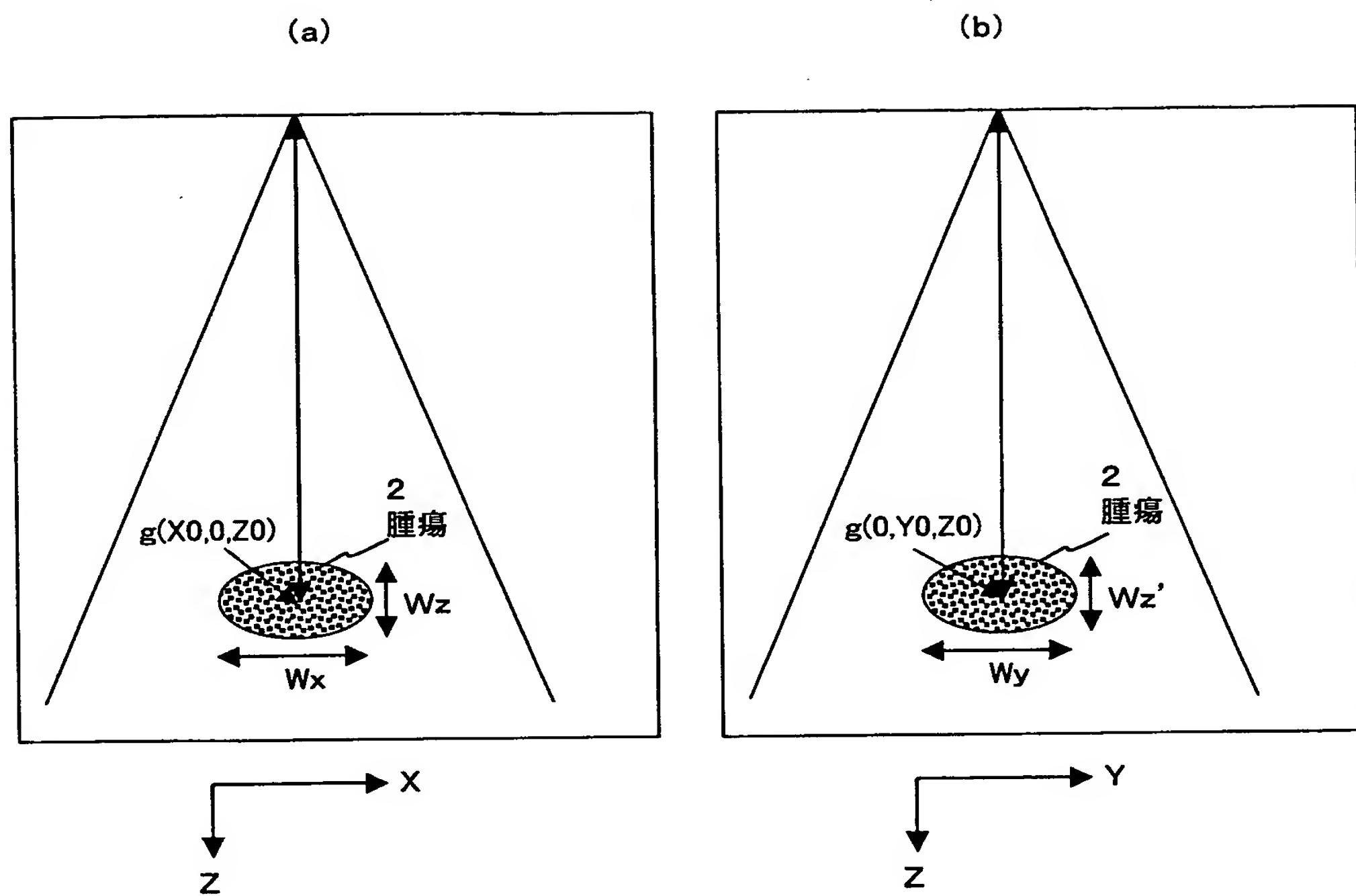
【図 6】



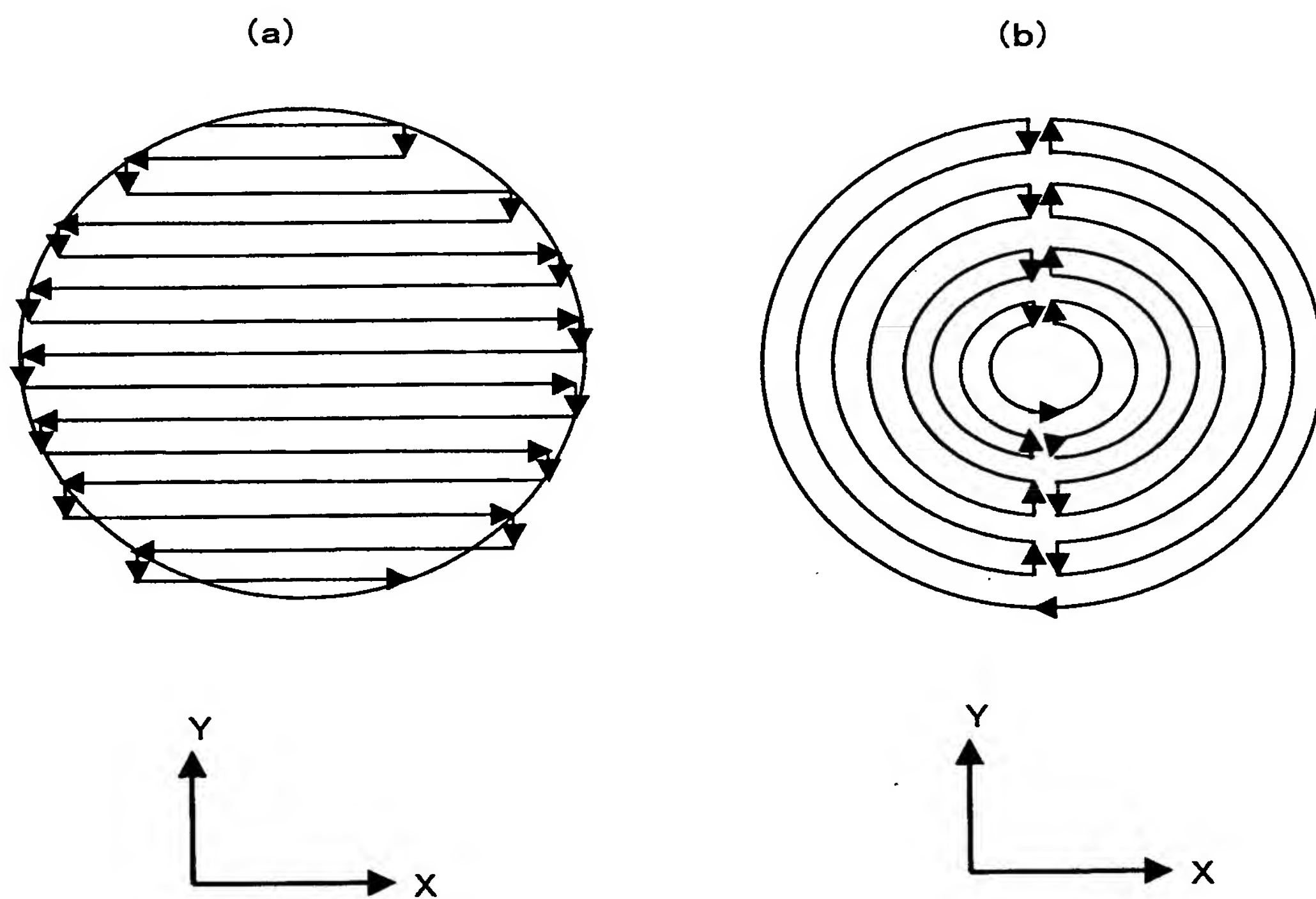
【図 7】



【図 8】

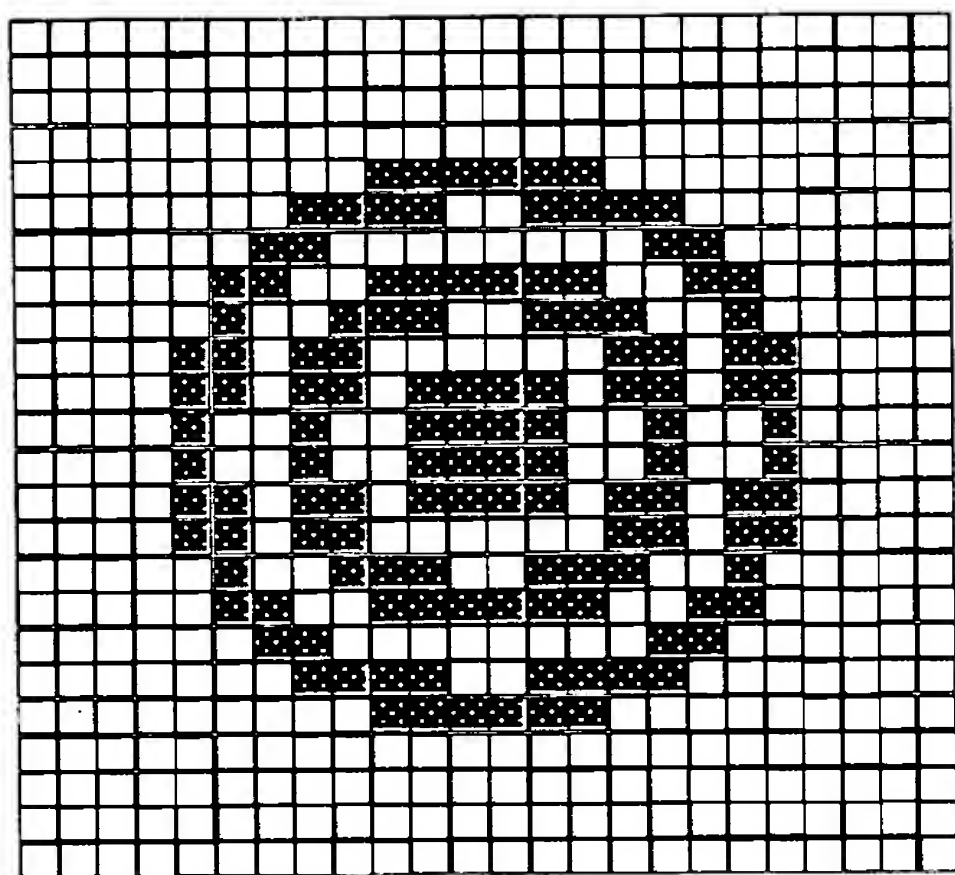


【図 9】

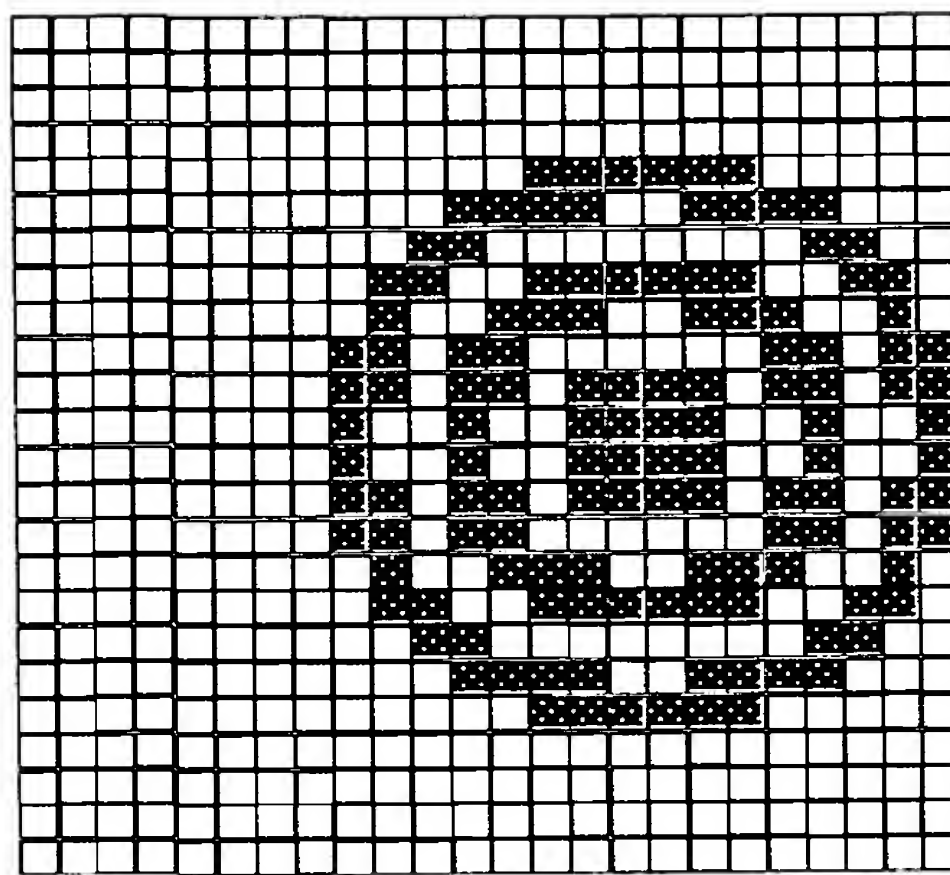


【図 10】

(a-1)

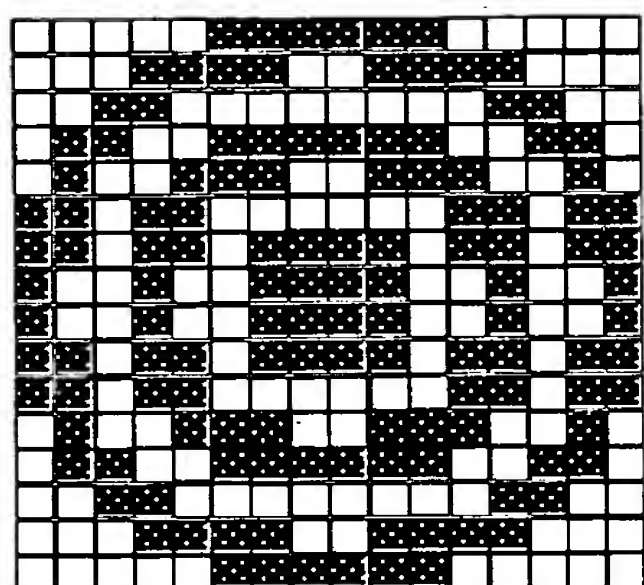


(a-2)

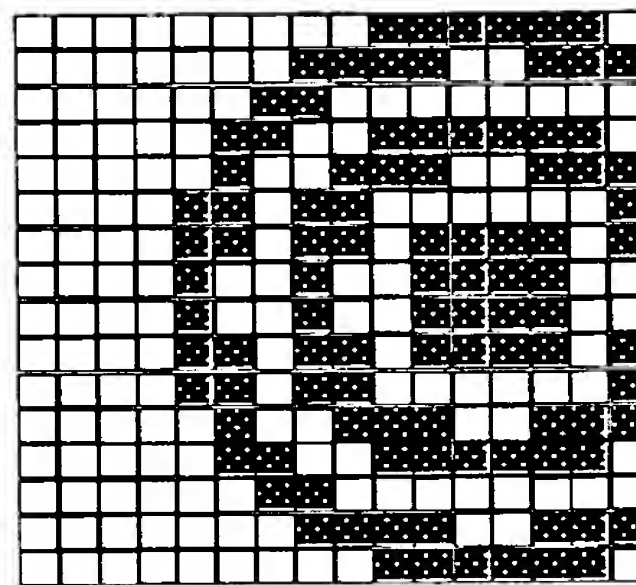


X_h

(b-1)

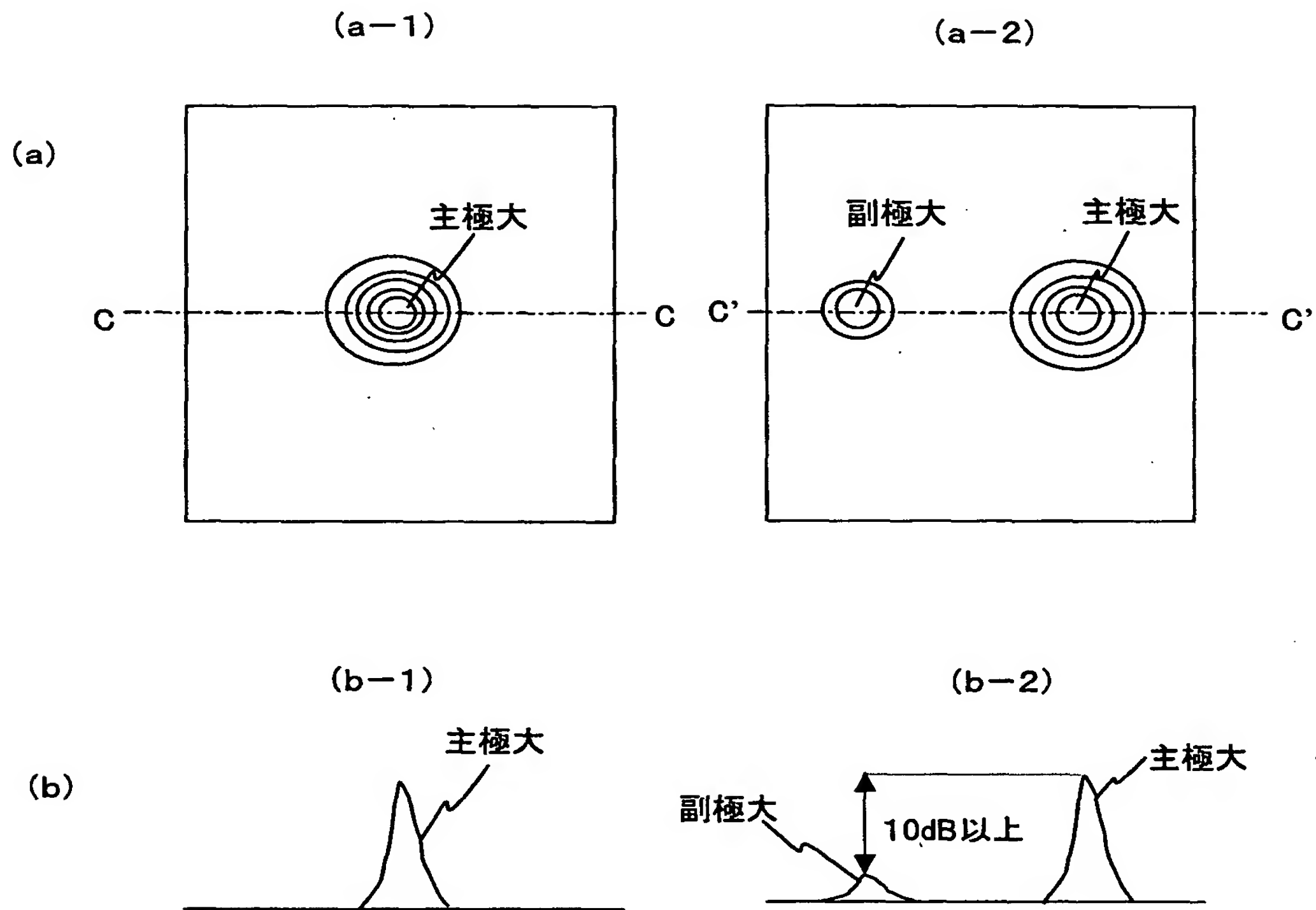


(b-2)

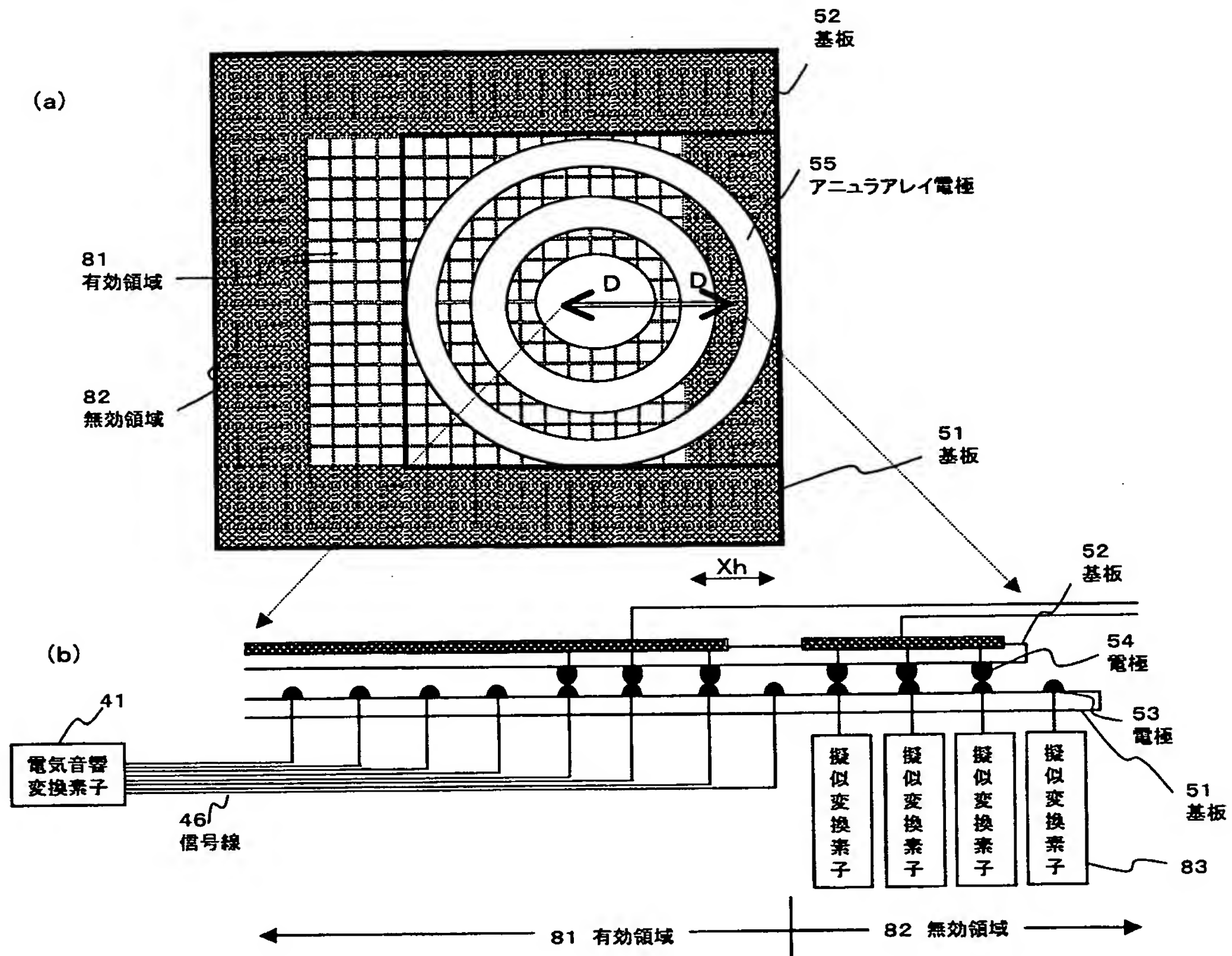


X_h

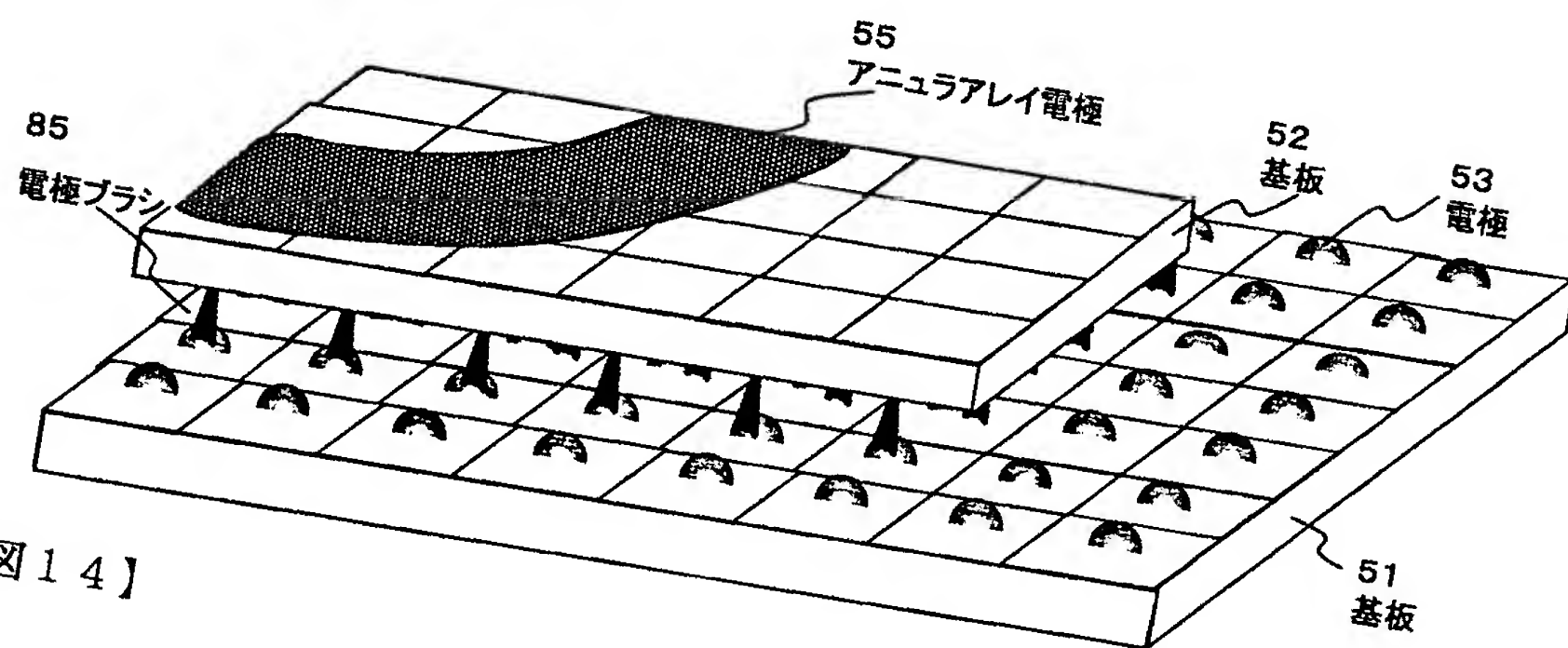
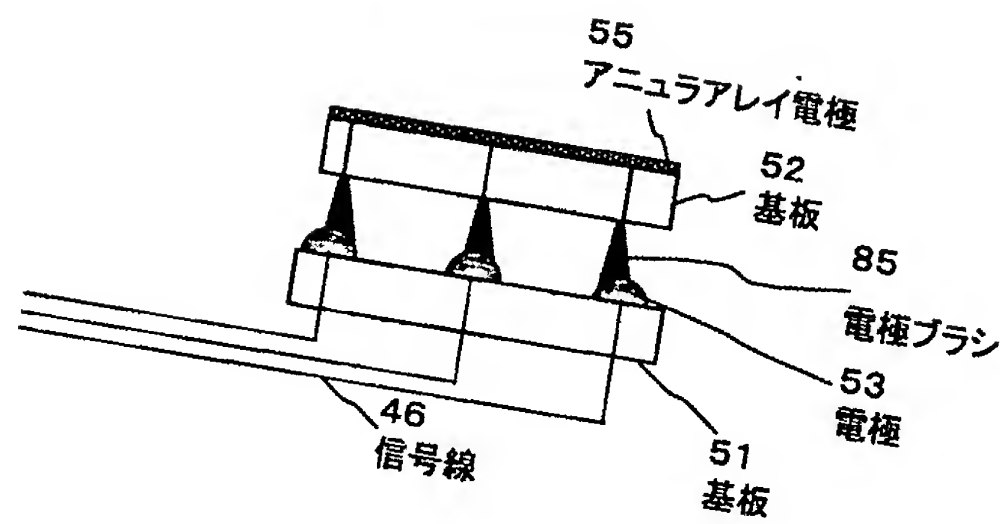
【図 1 1】



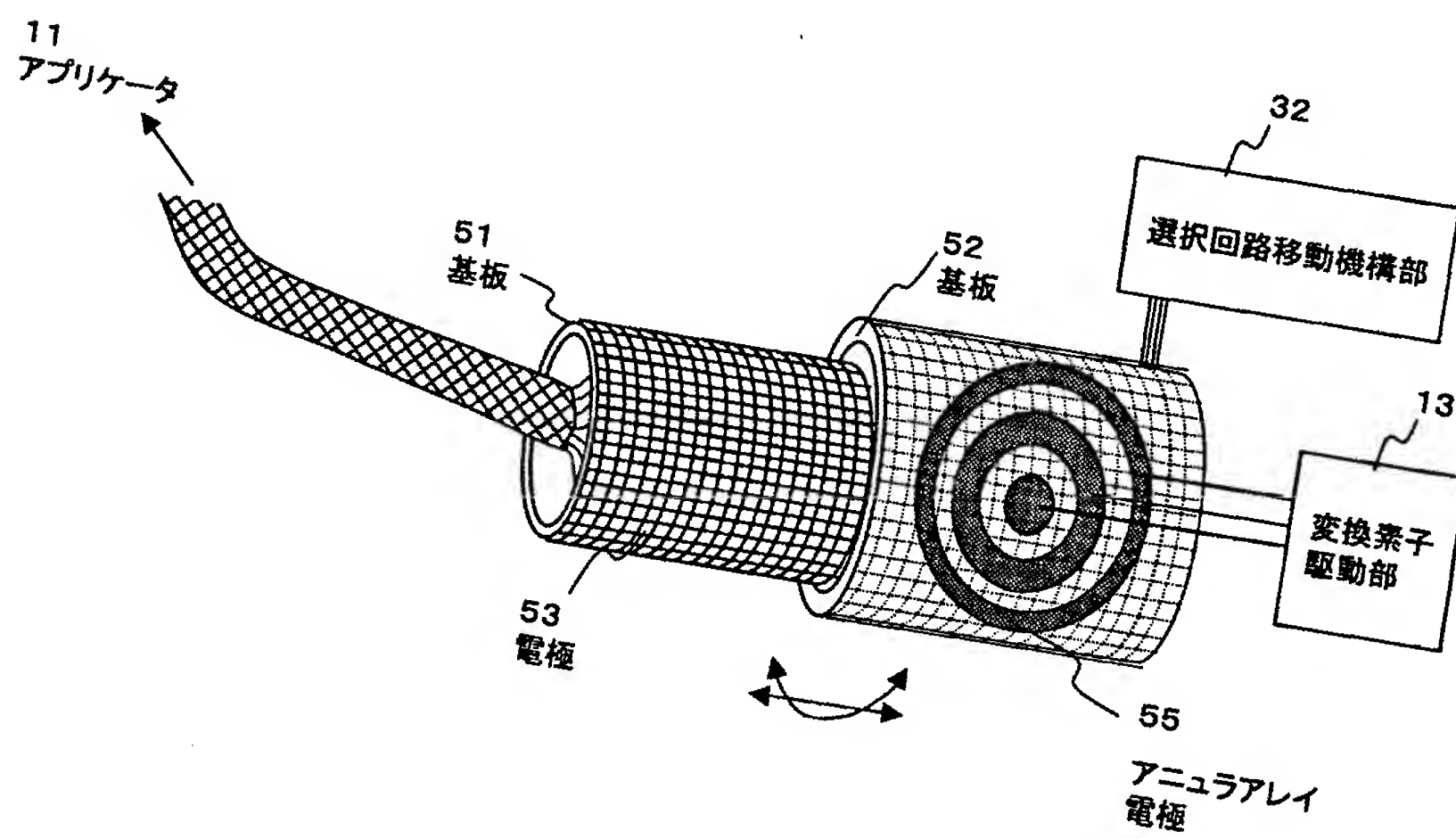
【図 1 2】



【図13】

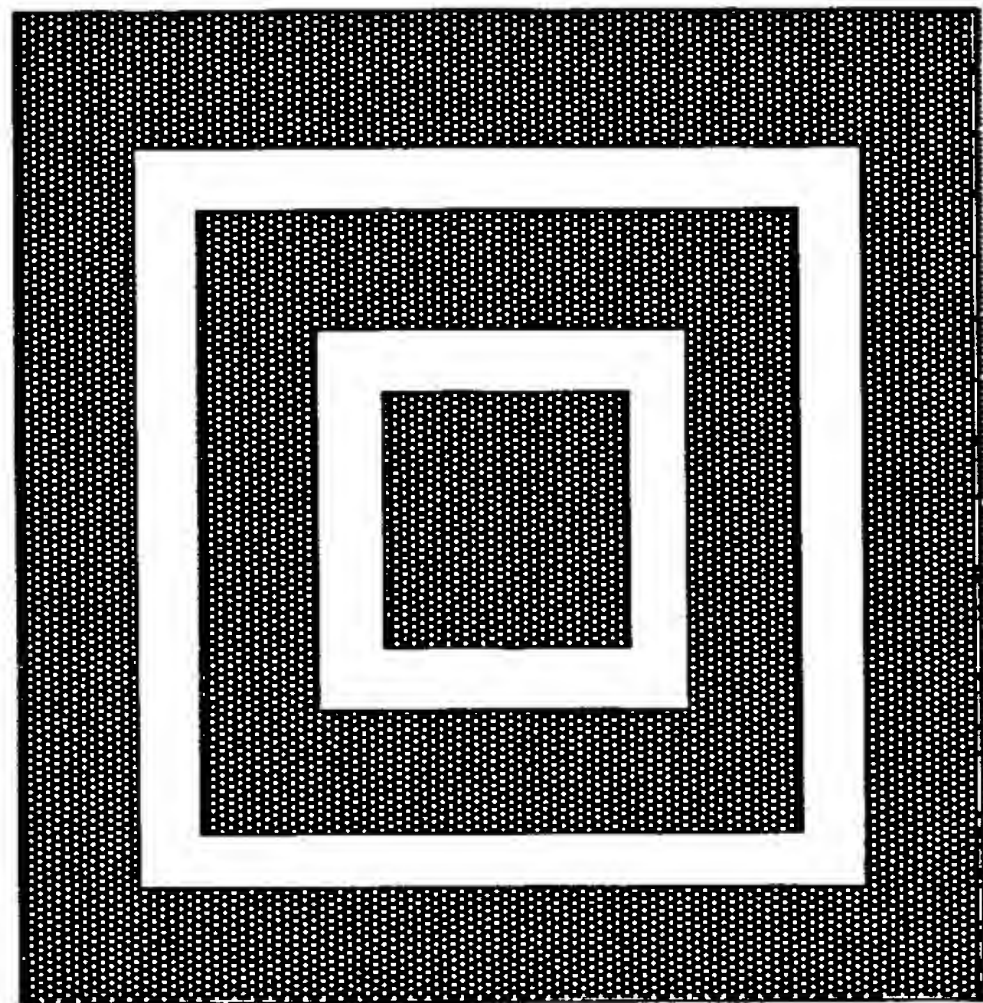


【図14】

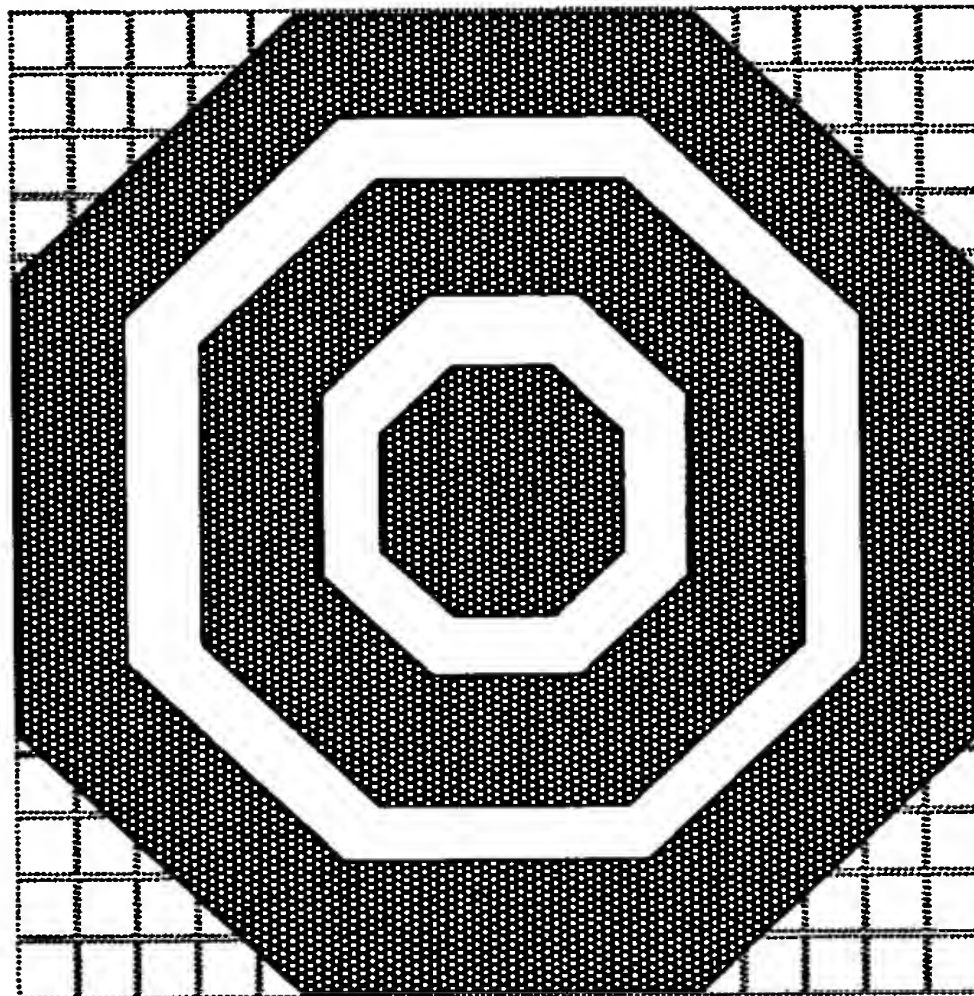


【図 1 5】

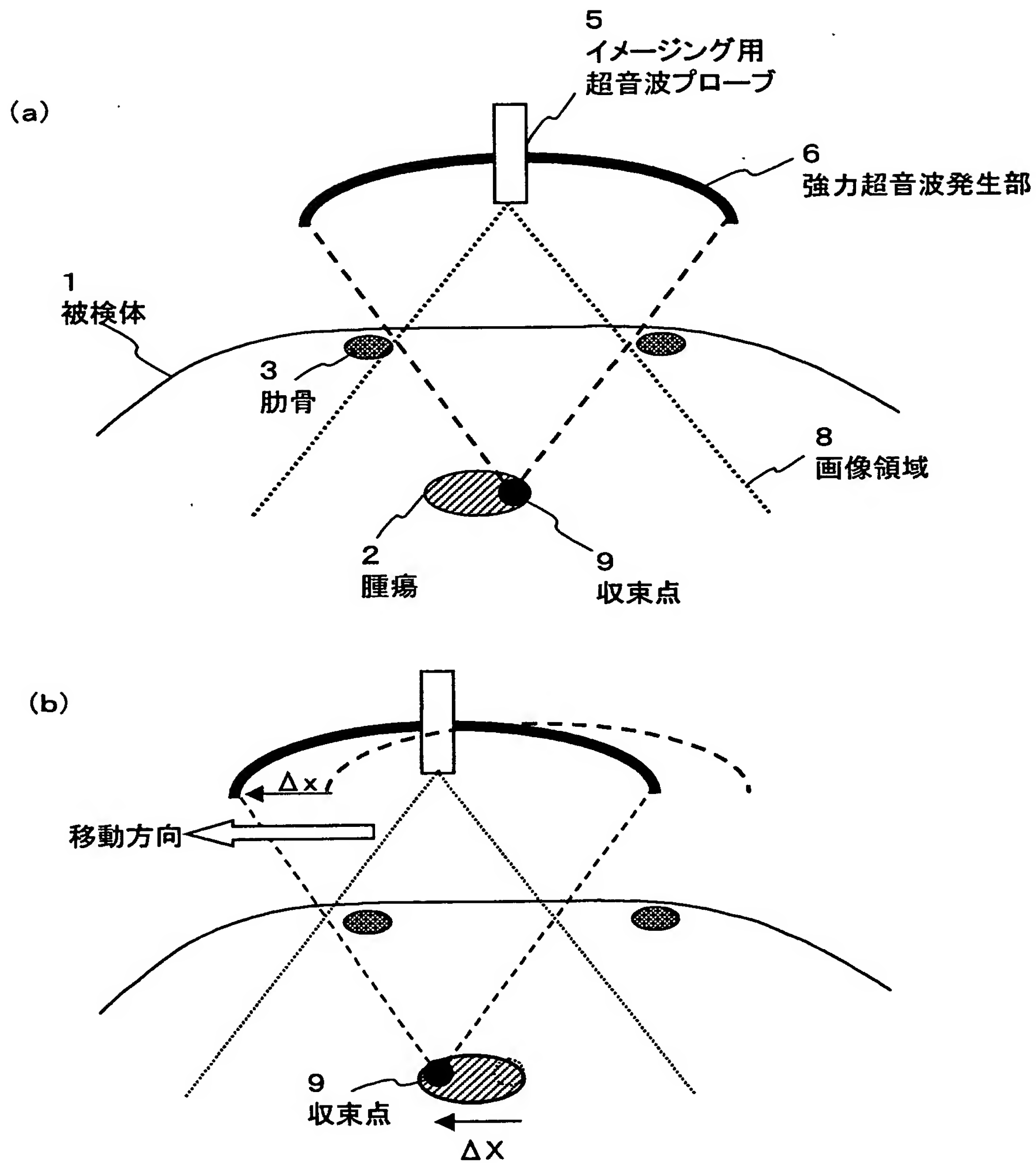
(a)



(b)



【図 16】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 強力超音波の照射において、簡単な装置の構成により照射領域に対する一様な超音波照射と良質なモニタ用超音波画像の観察を可能にする。

【解決手段】 超音波発生部 2 1 の電気音響変換素子から所定の変換素子を変換素子選択回路 3 1 によって選択して複数の変換素子群として共通接続し、変換素子駆動部 1 3 によって駆動して被検体 1 に強力超音波を照射する。更に、前記変換素子選択回路 3 1 によって共通接続される変換素子の位置を、選択回路移動機構部 3 2 によって所定方向に移動し、強力超音波の照射位置を照射対象領域内で移動する。一方、イメージング用超音波プローブ 2 2 をプローブ回転機構部 1 5 によって回転制御することによって、前記照射位置を含む被検体 1 の断面の超音波画像データを収集し表示部 1 6 にて表示する。

【選択図】 図 1

認 定 ・ 付 加 情 報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 2 8 0 5 9 0
受付番号	5 0 2 0 1 4 4 0 8 0 0
書類名	特許願
担当官	第五担当上席 0 0 9 4
作成日	平成 1 4 年 9 月 2 7 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年 9月26日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 3 0 7 8]

1. 変更年月日 2 0 0 1 年 7 月 2 日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号
氏 名 株式会社東芝